

**Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Philipps-Universität Marburg
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Ulrich Lotzmann
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg
Abteilung für Parodontologie
Kom. Direktor: Prof. Dr. R. Mengel**

**Eine Untersuchung zur Genauigkeit von dreidimensional, durch CT/DVT
geplanten Bohrschablonen für die Insertion von Implantaten in den
Kieferknochen.**

In-vitro Studie an Humankiefern

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

Dem Fachbereich Medizin der
Philipps-Universität Marburg
vorgelegt

von

Friedrich Gockel
aus Marburg

Marburg 2009



Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:
29.09.2009

Gedruckt mit der Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. M. Rothmund

Referent: Prof. Dr. R. Mengel

Korreferent: Prof. Dr. U. Lotzmann

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
1.1 Präimplantologische Diagnostik	3
1.2 Planungsverfahren in der Implantologie	4
1.3 Die Bohrschablonentechnik	7
1.3.1 Schablonenarten	7
1.3.2 Bohrschablonenherstellung	9
1.4 Intraoperative Echtzeit-Navigationssysteme	10
1.5 Dreidimensionale bildgebende Verfahren	12
1.5.1 Grundlagen der Röntgentechnik	12
1.5.2 Strahlenbelastung	14
1.5.3 Vorteile und Indikationen bildgebender 3D-Verfahren	20
1.5.4 Computertomographie	21
1.5.5 Digitale Volumentomographie	25
1.6 Ziel der Arbeit	29
2 Material und Methode	30
2.1 Studiendesign	30
2.2 Verwendete Materialien und deren Anwendung	31
2.2.1 Schablonenherstellung	31
2.2.2 CT- und DVT-Aufnahmen	34
2.2.3 Planung der Implantatpositionen / Verwendung von coDiagnostiX	35
2.2.4 Umarbeitung zur Bohrschablone	36
2.2.5 Implantation	37
2.2.6 Postoperative Bestimmung der Implantatposition	39
2.3 Statistische Auswertung	41
3 Ergebnisse	43
3.1 Ergebnisse der 3D-Gesamtabweichung	43
3.2 Mittlere Abweichungen in den drei Raumebenen	44
3.3 Ergebnisse der 3D-Gesamtabweichungen abhängig vom radiologischen Aufnahmeverfahren	45

3.4 Ergebnisse der Abweichungen abhängig von einer Hülsenänderung	46
3.5 Ergebnisse der Abweichungen abhängig von der Art der Schablonenlagerung	47
3.6 Schablonen-individuelle Abweichungen	48
3.6.1 Ergebnisse der 3D-Gesamtabweichungen auf Plattformhöhe	48
3.6.2 Ergebnisse der 3D-Gesamtabweichungen an der Implantatspitze	49
3.6.3 Ergebnisse der Winkelabweichungen von geplanter und tatsächlicher Implantatachse	50
3.7 Klassifizierte Darstellung der Abweichungsverteilung	51
4 Diskussion	53
4.1 Diskussion der Methode	53
4.2 Diskussion der Ergebnisse	60
5 Schlussfolgerung	62
6 Zusammenfassung / Summary	63
7 Literaturverzeichnis	65
8 Anhang	74
8.1 Tabellen- und Abbildungsverzeichnis	74
8.2 Tabellen	76
8.3 Verwendete Geräte und Materialien	77
8.4 Lebenslauf	79
8.5 Verzeichnis der akademischen Lehrer	80
8.6 Danksagung	80
8.7 Ehrenwörtliche Erklärung	81

1 Einleitung

Der Einsatz von dentalen Implantaten ist ein anerkanntes Therapiemittel zur Verankerung von Zahnersatz. Eine auf osseointegrierten, dentalen Implantaten basierende prothetische Rehabilitation gilt als ein vorhersagbares Therapiemittel (Brånemark et al. 1977, Albrektsson et al. 1988). Die Verankerung von Einzelkronen, Brücken und herausnehmbarem Zahnersatz, aber z. B. auch die Retention von Defektprothesen bei Tumorpatienten sind als Einsatzgebiete zu nennen.

Die sichere, präimplantologische Diagnostik ist die Grundlage für ein vorhersehbares Ergebnis in der Implantologie (Jacobs et al. 1998). Um die Position der Implantate zu planen, sind alle anatomischen Strukturen zu erfassen und radiologische Aufnahmen erforderlich. Des Weiteren ist eine spätere prothetische Versorgung nur unter Berücksichtigung der Implantatposition und -ausrichtung ästhetisch und funktionell zu gestalten (Mischkowski et al. 2006). Eine auf Modellen und zweidimensionalen Röntgenbildern basierende Diagnostik ist nicht ausreichend und sollte um weitergehende bildgebende Verfahren ergänzt werden (Jacobs et al. 1999a, Bier et al. 2005). Daher wird zur Evaluation des Knochenangebotes die dreidimensionale, radiologische Diagnostik empfohlen.

In der Medizin hat sich seit den siebziger Jahren die Anwendung der Computertomographie (CT) als ein radiologisches Aufnahmeverfahren bewährt, wobei erst seit Anfang der 80er die Computertomographie auch in der Zahnheilkunde Anwendung findet (Ganz 2005). Sie wird in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie zur Diagnose von z.B. Tumoren, Traumata und Kiefergelenkserkrankungen eingesetzt (Russel et al. 1990, Honda et al. 2001). Auch in der Implantologie kommt sie verstärkt zum Einsatz, ebenso in der Kieferorthopädie und Parodontologie (Quirynen et al. 1990, Flores-de Jacoby et al. 1997, Jacobs et al. 1999b, Mengel et al. 2005).

Neben der CT ist die digitale Volumentomographie (DVT) eine relativ neue Röntgentechnik, bei der eine dreidimensionale Objekterfassung ähnlich wie bei einem CT erfolgt. Sie ist ebenfalls in der Parodontologie für 3-dimensionale

implantologische sowie für die periimplantäre Diagnostik geeignet (Guerrero et al. 2006, Mengel et al. 2006).

Die moderne Implantologie wird durch das sogenannte „backward planning“ oder „prosthodontic-driven implant placement“ bestimmt, welches sowohl funktionelle als auch ästhetische Aspekte berücksichtigt (Becker et al. 2000, Almog et al. 2001). Die Implantation richtet sich nach der späteren Prothetik und erfolgt somit möglichst genau nach deren Vorgaben.

Bei dem klassischen Vorgehen orientiert man sich mit Hilfe von Planungsmodellen, einem diagnostischen „wax-up“, evtl. Schleimhautdickenmessungen sowie zweidimensionalen Röntgenaufnahmen (Ganz 2005). Eine direkte Zusammenfassung dieser Informationen in einer Darstellung ist jedoch nicht möglich, so dass es leicht zur falschen Beurteilung der geplanten Implantatposition kommen kann.

Im Gegensatz dazu wird die Vorhersehbarkeit einer erfolgreichen Implantation nach einer dreidimensionalen Planung in einigen Studien als signifikant hoch eingeschätzt (Jacobs et al. 1999a, Jacobs et al. 1999b, Benjamin 2002). Die gewonnenen Informationen müssen jedoch auf die Patientensituation übertragen werden. Dies erfolgt entweder durch Echtzeit-Navigations-Systeme (Watzinger et al. 1999, Birkfellner et al. 2001) oder durch Bohrschablonen (Sarmant et al. 2003a, Di Giacomo et al. 2005). Derzeit ist allerdings die Implantation mit Hilfe einer Bohrschablone der Standard in der dreidimensional computergestützten Implantologie. Der Erfolg dieser Technik hängt unter anderem von der Qualität des radiologischen Datensatzes und der Genauigkeit der Bohrschablone ab.

1.1 Präimplantologische Diagnostik

Die umfassende Planung eines implantologischen Eingriffes ist unabdingbare Voraussetzung für den vorhersagbaren Erfolg einer Implantation (Jacobs et al. 1998). Da es sich dabei um eine invasive und aufwendige Therapie handelt, bedarf bereits die Planung einer gewissenhaften präimplantologischen Diagnostik. Auch vor einem forensischen Hintergrund spielt dies heutzutage verstärkt eine größere Rolle.

Aus der ausführlichen implantologischen Beratung eines Patienten wird dessen Beweggrund und Vorstellung über eine implantologische Therapie ersichtlich. Diese ist mit den voraussichtlichen Möglichkeiten in Einklang zu bringen.

Begonnen wird mit einer allgemeinen Anamnese, um allgemeinmedizinische Parameter und Risikofaktoren zu erfassen. Dazu zählen die Erfassung von Stoffwechselerkrankungen wie Diabetes mellitus, eine mögliche Osteoporose mit ggf. einhergehender Bisphosphonattherapie, eine Antikoagulantientherapie oder auch ein möglicher Nikotinabusus, um das Risiko oder gar eine Kontraindikation für das Einbringen eines Implantates zu erfassen.

Die zahnmedizinische Anamnese zielt auf Beschwerden im Kausystem ab, wobei auch ästhetische Wünsche des Patienten zur Sprache kommen. Abgeklärt werden sollte der Grund für die bestehende partielle oder totale Zahnlosigkeit, welche in erhöhter Kariesanfälligkeit oder Parodontopathien begründet sein könnte. Vor einer Implantation müssen parodontale Erkrankungen therapiert werden, um der Ausbreitung von Infektionen und somit der Infektion von Implantaten mit der Gefahr einer Periimplantitis vorzubeugen. Ebenso spielen der Wille und die Fähigkeit zur Mundhygiene eine Rolle. Die Akzeptanz einer regelmäßigen zahnärztlichen Kontrolle sollte ebenfalls vorhanden sein.

Des Weiteren müssen funktionelle Faktoren wie vertikale und horizontale Kieferrelation oder ein möglicher Bruxismus oder Bruxomanie sowie eine mögliche Erkrankung der Kiefergelenke berücksichtigt werden.

Neben klinischer Befundung der Ausgangssituation sowie einer Modellanalyse ist die radiologische Diagnostik zur Evaluation der Struktur, Qualität und Quantität des Knochens sowie benachbarter anatomischer Strukturen ein unabdingbarer Teil der Planung (Dula et al. 2001, Jacobs 2003). Die Verletzung anatomischer

Strukturen wie der Nervus alveolaris inferior im Unterkiefer, der Sinus maxillaris im Oberkiefer oder benachbarte Zahnwurzeln sowie eine orale oder vestibuläre Perforation des Knochens müssen ausgeschlossen werden.

Gleichzeitig muss bei der Insertion des Implantates die Position der geplanten Prothetik berücksichtigt werden. Voraussetzung hierfür ist eine zum einen im Bezug auf das Knochenangebot und zum anderen für die spätere okklusale Belastung des Implantates sinnvolle Positionierung im Knochen. Okklusale Kräfte sollten dabei möglichst in Implantatachsenrichtung und im Implantatzentrum wirken, um entsprechende Kaukräfte biomechanisch günstig aufnehmen und an den Knochen ableiten und ungünstige Biegemomente ausschließen zu können (Smith und Zarb 1989, Weinberg 1998, Weinberg 2001a, Weinberg 2001b).

So kann das Ziel der Osseointegration eines Implantates im Knochen mit größtmöglicher Sicherheit erreicht und einem periimplantären Knochenabbau entgegengewirkt werden.

Zusammenfassend beinhaltet die präimplantologische Diagnostik neben der Erfassung einer ausführlichen Anamnese und der klinischen Untersuchung auch eine radiologische Untersuchung des Knochens mit Planung der Implantatposition unter funktionellen und ästhetischen, somit also prothetischen Gesichtspunkten, um eine für einen Langzeiterfolg möglichst optimale Implantatposition zu finden. Dies spiegelt sich in der heutzutage angewendeten prothetisch geleiteten Implantatplanung wieder.

1.2 Planungsverfahren in der Implantologie

Das „backward planning“ oder „prosthodontic-driven implant placement“ ist heutzutage das Planungsverfahren der Wahl und berücksichtigt, wie oben beschrieben, bei der Bestimmung der Implantatposition funktionelle und ästhetische Gesichtspunkte (Becker et al. 2000, Almog et al. 2001) und nicht nur wie chirurgisch ausgerichtete Planungsverfahren das zur Verfügung stehende Knochenangebot (Garber 1995).

Die prothetische Planung basiert auf gelenk-bezüglich montierten Situationsmodellen. Auf diesen wird zur Simulation der zukünftigen ästhetisch und okklusal anzustrebenden Zahnposition eine diagnostische Zahnaufstellung angefertigt

(„wax-up“). Diese kann zum einen in eine Ästhetik-Schablone überführt werden, welche dem Patienten sodann das mögliche prothetische Ziel demonstriert und somit als Kommunikationsmittel zwischen Patient, Zahnarzt und Zahntechniker dient. Zum anderen kann aus dem wax-up eine Röntgenschablone aus Kunststoff erstellt werden, welche an den möglichen Implantatpositionen Metall-Kugeln, -Stifte oder -Hülsen enthält oder per se im Bereich der entsprechenden Zahnkronen aus röntgenopakem Kunststoff besteht. Diese Schablone dient dann in radiologischen Aufnahmeverfahren der Überprüfung der prothetischen Wunschposition im Bezug zum darunter liegenden Knochen und kann intraoperativ der Orientierung oder Bohrerführung dienen.

Standardmäßig kommen in der Zahnheilkunde zweidimensionale radiologische Verfahren wie das Orthopantomogramm (OPTG), der Zahnfilm oder transversale Schichtaufnahmen zur Anwendung. Zunehmend werden jedoch auch 3-dimensionale bildgebende Verfahren wie die Computertomographie (CT) und die digitale Volumentomographie (DVT) in der Zahnmedizin angewendet.

Die 2-dimensionale präimplantologische Diagnostik mit z.B. einem OPTG hat erhebliche Limitationen inne. Die Art der Bildentstehung bedingt das Auftreten von Schatten auf der Schicht des Interesses, so dass tatsächliche Strukturen nur ungenügend zur Darstellung kommen können. Weiterhin ist die metrische Auswertbarkeit eines OPTG mit erheblichen Projektionsfehlern behaftet, welche keine exakte metrische Analyse zulässt, sondern lediglich eine Abschätzung der tatsächlichen Verhältnisse erlaubt. Vor allem jedoch handelt es sich beim OPTG um eine Summationsaufnahme, welche keinerlei Information über die transversale Dimension enthält (BouSerhal et al. 2002, Jacobs 2003).

Transversale Schichtaufnahmen finden selten Anwendung. Sie bieten zwar die Möglichkeit, den Ort der Implantatinserterion in der Transversalen darzustellen, haben jedoch aufnahmebedingt ähnliche Limitationen wie das OPTG und sind zudem oft unscharf.

Um auch ohne dreidimensionale bildgebende Verfahren Informationen über das sich unter der Schleimhaut befindliche Knochenangebot zu erhalten, kann man sich der Schleimhautdickenmessung, dem sogenannten „bone-sounding“ bedienen (Nentwig 1983). Hierbei wird unter lokaler Anästhesie im Bereich des Ortes der Implantatinserterion im Verlauf einer transversalen Verbindungslinie die Schleimhautdicke mittels einer Reihe von bis auf den Knochen reichenden

Punktionen der Schleimhaut gemessen. Diese Messungen können dann auf ein in der entsprechenden Transversalen gesägtes Modell übertragen werden, so dass man zumindest in dieser Ebene eine ungefähre Aussage über das Knochenangebot in vestibulo-oraler Richtung treffen kann. Innere Strukturen in diesem Bereich bleiben verborgen. Dieses Verfahren ist jedoch für den Patienten mit einer zusätzlichen Lokalanästhesie verbunden und liefert nur im Bereich der befestigten Schleimhaut reproduzierbare Werte.

Im Gegensatz dazu bedürfen 3-dimensionale Planungsverfahren der erweiterten radiologischen Bildgebung mit der überlagerungsfreien Darstellung aller drei Raumebenen. Die aus diesen Aufnahmen resultierenden Röntgenbilder lassen mittels entsprechender Software sowohl eine Darstellung des Knochens in allen drei Raumebenen als auch bei Verwendung einer entsprechenden Röntgen-schablone eine Ansicht der geplanten Prothetik-Position zu. Die Festlegung der Implantatposition kann somit nach prothetischen und anatomischen Gesichtspunkten mit gleichzeitiger Visualisierung zu schützender Strukturen wie benachbarter Zahnwurzeln, dem Nervus alveolaris inferior oder dem Sinus maxillaris erfolgen (Takeshida et al. 1996, Verstreken et al. 1996). Als entsprechende Planungsprogramme seien hier exemplarisch SimPlant® (Materialise, Leuven, Belgium), Med3D® (med3D GmbH, Heidelberg, Deutschland), Procera® (Nobelbiocare, Göteborg, Schweden) und coDiagnostiX® (IVS Solutions, Chemnitz, Deutschland) genannt. Letzteres ist die in dieser Studie verwendete Software.

Die aus den dreidimensionalen radiologischen Daten gewonnenen Informationen müssen intraoperativ auf den Patienten übertragen werden. Dabei gilt es, die Bohrung für das Implantatbett am Patienten möglichst exakt an selber Position wie an der vorher in einer Software simulierten durchzuführen. In der dentalen Implantologie haben sich dabei zwei Verfahren durchgesetzt. Das eine bedient sich der Echtzeit-Navigation und Instrumentenführung mittels optischer oder magnetischer Tracking-Systeme. Das andere ermöglicht eine der Planung entsprechende Instrumentenführung mittels spezieller Bohrschablonen, wobei verschiedenste Herstellungs- und Anwendungssysteme selber existieren (Mischkowski et al. 2006).

1.3 Die Bohrschablonentechnik

1.3.1 Schablonenarten

Der Begriff „Bohrschablone“ umfasst viele verschiedene Arten von Schablonen. Dabei gibt es einfache Konstruktionen mit eingearbeiteten Metallkugeln, -Hülsen oder -Stiften, welche nur in zweidimensionalen Röntgenaufnahmen (OPTG) kontrolliert werden und die Möglichkeit bieten, intraoperativ die Implantatposition und Ausrichtung ungefähr abzuschätzen. Im Gegensatz dazu steht die Art der Schablone, welche zuvor auf Grundlage einer prothetischen Planung und dreidimensionaler radiologischer Daten angefertigt wurde und intraoperativ die das Implantatbett aufbereitenden Bohrer mittels Titanhülsen in Ausrichtung, Tiefe und in allen Durchmessern bis hin ggf. zur eigentlichen Implantatinserterion komplett führt. Letztere Schablonen lassen sich im eigentlichen Sinne zu den Verfahren der computergestützten, dreidimensionalen, navigierten Implantologie zählen und sind genauer als einfache Orientierungsschablonen (Ganz 2005).

Für die Herstellung solcher Bohrschablonen gibt es verschiedene Verfahren. Grundlegend hierfür ist die Herstellung einer Schablone, welche die gewünschte spätere ästhetische und funktionelle Gestaltung widerspiegelt und in die die geplanten Zahnkronen in einem röntgenopaken Material umgesetzt sind und so als Röntgenschablone für die Akquirierung der CT- oder DVT-Daten dient (Widmann et al. 2006). Somit kann die geplante Position der Zahnkrone im dreidimensionalen Datensatz dargestellt und in Bezug zu den anatomischen Gegebenheiten gesetzt werden. Hergestellt werden kann diese Schablone nach Vorgabe eines entsprechenden wax-up oder als Duplikat einer suffizienten Prothese. Beachtet werden muss jedoch, dass eine bestehende prothetische Versorgung nicht unbedingt das einer Implantatversorgung entsprechende Okklusionskonzept widerspiegelt.

Es gibt verschiedene Wege, die Bohrhülsen in entsprechender Position in eine Bohrschablone einzuarbeiten. Ein Weg besteht darin, die bereits als Röntgenschablone verwendete Schablone schon im Vorfeld mit Bohrhülsen zu bestücken

und deren Position im dreidimensionalen Röntgenbild zu kontrollieren und gegebenenfalls zu korrigieren.

Ein weiterer Weg besteht darin, die Röntgenschablone mit Referenzobjekten zu versehen, mit Hilfe derer nach erfolgter Planung Hülsen lagerichtig in die Schablone eingearbeitet werden. Die Röntgenschablone wird hierbei also in eine Bohrschablone umgearbeitet. Dieses Verfahren findet beispielsweise in der Software „coDiagnostiX®“ (IVS Solutions, Chemnitz, Deutschland) zusammen mit dem dazugehörigen Bohrtisch „gonyX®“ (IVS Solutions, Chemnitz, Deutschland) und dem System „med3D®“ (med3D GmbH, Heidelberg, Deutschland) mit dem „Positionierer X1“ (Georg Schick Dental GmbH, Schemmerhofen, Deutschland) Anwendung.

Eine andere Möglichkeit besteht in der stereolithographischen Herstellung einer Bohrschablone. Bei der Stereolithographie wird flüssiges Kunstharz durch einen Laserstrahl schichtweise polymerisiert, so dass eine computergestützte, vollautomatische Produktion von dreidimensionalen Objekten möglich ist.

Die Herstellung von Bohrschablonen basiert dabei auf den aus den CT- oder DVT-Daten erzeugten virtuellen dreidimensionalen Oberflächenmodellen der Zähne oder des Knochens. Formkongruent zu diesen wird dann eine Bohrschablone hergestellt, welche zahn- oder knochengestützt verwendet werden kann. Zusätzlich kann ein optischer Scan eines Modells oder der Röntgenschablone erfolgen. Die dadurch gewonnenen Oberflächeninformationen werden mit den vorhandenen 3D-Daten zusammengeführt, um auf diese Weise exaktere Bohrschablonenoberflächen generieren zu können.

Eine weitere Möglichkeit besteht in der Herstellung einer Art stereolithographischer Kopie der Röntgenschablone mit entsprechend eingearbeiteten Bohrhülsen. Dieses Verfahren bedient sich der sogenannten double-scan-Technik. Hierbei wird eine mit Referenzobjekten versehene Röntgenschablone hergestellt, welche zusätzlich zum normalen Patienten-Scan separat gescannt wird. Mittels der Referenzobjekte werden Patientenaufnahme und die separate Aufnahme zusammengeführt. Vorteil dieser Technik ist die artefakt-freie und eindeutige radiologische Darstellung der Röntgenschablone durch Verwendung des Datensatzes des separaten Schablonen-scans. Aus einem so erzeugten virtuellem Modell der Röntgenschablone kann daher auch eine verlässlich sitzende, rein Schleimhaut-gelagerte Bohrschablone stereolithographisch

hergestellt werden. Dies wäre ohne die „double-scan-Technik“ nicht möglich, da zum einen die stereolithographisch hergestellten Schablonen nicht modellbasiert auf Grundlage eines Patientengipsmodelles mit entsprechender Schleimhautsituation hergestellt werden. Zum anderen ist es nicht möglich, in einer CT- oder DVT-Aufnahme des Patienten mit Röntgenschablone die Grenzfläche zwischen Schleimhaut und Schablone eindeutig und artefakt-frei darzustellen. Dies ist jedoch notwendig, um eine exakt sitzende, zur Schleimhaut formkongruente Bohrschablone stereolithographisch herzustellen. Dem stereolithographischen Herstellungsverfahren bedient sich zum Beispiel das System „Simplant®“ mit den dazugehörigen „SurgiGuides®“ (Materialise, Leuven, Belgium) oder „Procera®“ mit den dazugehörigen „NobelGuide®“-Schablone (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden).

1.3.2 Bohrschablonenherstellung

Im Folgenden sei beispielhaft ein mögliches, wie es auch in dieser Studie verwendetes, Herstellungsverfahren für eine Bohrschablone geschildert.

Für die Herstellung der Schablone wird am Patienten eine Abformung des für die Implantation vorgesehenen Kiefers sowie des Gegenkiefers genommen. Diese Abformungen werden mit Gips ausgegossen und somit in Modelle überführt. Auf dem entsprechenden Modell wird die zu erwartende prothetische Versorgung durch eine diagnostische Zahnaufstellung („wax-up“) erarbeitet. Diese in kaufunktioneller und statischer Hinsicht überprüfte Aufstellung dient als Planungsgrundlage. Sie wird in eine Schablone aus Kunststoff umgesetzt. In diese Schablone werden an den Stellen Titanhülsen eingebracht, die für eine Implantation aus statischen, der natürlichen Zahnstellung entsprechenden Gesichtspunkten sinnvoll erscheinen. Ebenso ist die Ästhetik und die Hygienefähigkeit ein Kriterium für die Platzierung der Implantate.

Mit der Bohrschablone im Munde des Patienten werden die radiologischen Aufnahmen erstellt. Dabei ist darauf zu achten, dass sich die Schablone störungsfrei im Munde platzieren und fixieren lässt. Oftmals dienen zusätzliche Halteklammern oder ein Registrat, durch welches der Patient in der Lage ist

während der Aufnahme zuzubeissen, als Fixierungshilfe. Der Radiologe muss die korrekte Lagerung des Patienten und der Bohrschablone während der radiologischen Aufnahme überprüfen. Anschließend werden die radiologischen Daten in einen Computer eingelesen und es erfolgt mit Hilfe einer Planungssoftware die Festlegung der Implantatpositionen. Dabei dienen die im Röntgenbild gut sichtbaren Titanhülsen als Referenzpunkte und Orientierungshilfen. Die Verlängerungsachsen der Titanhülsen müssen mit der geplanten Implantatposition übereinstimmen. Kann eine Implantation in der Verlängerungsachse der Hülse z.B. auf Grund eines fehlenden Knochenangebotes nicht durchgeführt werden, muss die Titanhülse und die gewünschte Implantatposition geändert werden. Alternativ oder ergänzend kann eine für die Implantation notwendige Knochenaugmentation im Vorfeld exakt geplant werden. Mögliche Positions- oder Winkeländerungen der Hülsen werden vermerkt, gemessen und anschließend in der Bohrschablone durch Umstellung der Titanhülsen korrigiert. Die Umstellung muss gemäß den Änderungsdaten metrisch exakt und winkeltreu erfolgen und kann zum Beispiel mit Hilfe einer Mehrachs-Fräsmaschine vorgenommen werden. Stimmen alle Titanhülsen mit den geplanten Implantatpositionen überein, kann die Implantation mit der Bohrschablone am Patienten erfolgen.

1.4 Intraoperative Echtzeit-Navigationssysteme

Neben den Bohrschablonensystemen gibt es Navigationssysteme, welche den Schritt der Übertragung der Implantatposition auf eine Bohrschablone umgehen (Abb. 1). Bei diesen Systemen (z.B. RoboDent®, RoboDent GmbH, Garching b. München, Deutschland; IGI, Image Navigation Ltd., Jerusalem, Israel; VoNaviX® MKG, IVS Solutions, Chemnitz, Deutschland) wird ein mit Infrarot-Markern versehenes Instrument sowie der Patient mittels einer Infrarot-Kamera räumlich erfasst und intraoperativ in Echt-Zeit eine Positionsabgleichung mit den radiologischen Daten und der Planung durchgeführt. Diese Systeme vermitteln dem Operateur über einen Bildschirm die genaue Bohrposition für das Implantat (Hassfeld et al. 1995, Fortin et al. 2002).



Abb. 1: VoNaviX® MKG-System (IVS-Solutions GmbH, Chemnitz, Deutschland): Wagen mit PC-System und Monitoren sowie einem Ausleger mit Infrarot-Kameras zur Erfassung der Infrarot-Marker. (Quelle: IVS-Solutions GmbH)

In einigen Studien konnte nachgewiesen werden, dass besonders bei der Insertion von Implantaten im Os zygomaticum diese Form der computer-gestützten Navigation verlässliche Ergebnisse liefert (Schramm et al. 2000, Watzinger et al. 2001). In einer Studie zur Zielbohrung im Hüftknochen wurde mit einem fluoroskopischen Navigationssystem eine hohe dreidimensionale Genauigkeit und Präzision bei minimaler Strahlenbelastung nachgewiesen (Ohnsorge et al. 2003).

In einer in-vitro Studie an 5 Unterkiefermodellen wurde die Genauigkeit der Zielfindung eines solchen Systems mit durchschnittlich 1,87mm (SD: 0,47mm) angegeben (Birkfellner et al. 2001).

In einer in-vivo Studie wurde bei 32 Implantaten eine mittlere Genauigkeit von 1,1mm (0 – 3,5mm) und eine Winkelabweichung von durchschnittlich 6,4° (0,4 – 17,4°) ermittelt (Wagner et al. 2003).

Wanschitz et al. ermittelte in einer in-vitro Studie an fünf humanen Unterkieferpräparaten eine durchschnittliche Genauigkeit von 0,96mm (SD: 0,72mm, 0 – 3,5mm) bei Verwendung eines optischen Navigationssystems (Wanschitz et al. 2003).

Als Nachteile computergestützter Echtzeit-Navigationstechniken sind allerdings die hohen Anschaffungskosten und die für den Implantologen ungewohnte und aufwändige Operationstechnik zu nennen. Während der Operation muss eine ständige direkte Sichtverbindung zwischen den am Instrument und Patienten befestigten Markern und dem optischen Erfassungssystem gewährleistet sein. Weiterhin ist es bei dieser Technik nicht möglich, eine laborgefertigte (Interims-)Sofortversorgung herzustellen, da aus der computergestützten Implantatplanung keine Bohrschablone resultiert, welche für die Herstellung einer entsprechenden Versorgung jedoch benötigt würde. Als Vorteil ist jedoch die volle intraoperative Flexibilität und Nutzbarkeit des 3D-Datensatzes auch bei einer spontanen Planänderung zu nennen.

1.5 Dreidimensionale bildgebende Verfahren

1.5.1 Grundlagen der Röntgentechnik

1895 entdeckte Wilhelm Conrad Röntgen die nach ihm benannten Röntgenstrahlen, wofür er 1901 den Nobelpreis erhielt. Diese Entdeckung revolutionierte die medizinische Diagnostik.

Röntgenstrahlung hat ein Spektrum beginnend unterhalb der extremen UV-Strahlung bei einer Wellenlänge von 10 nm (weiche Röntgenstrahlung) und reicht bis zu ca. 5 pm hinab (harte Röntgenstrahlung).

Röntgenstrahlung kann durch zwei verschiedene Vorgänge erzeugt werden. Zum einen durch abrupte Abbremsung hochbeschleunigter, geladener Teilchen (meistens Elektronen), welche die Bremsstrahlung mit einem kontinuierlichem Spektrum ergibt. Zum anderen durch hochenergetische Übergänge in den Elektronenhüllen von Atomen oder Molekülen, welche die charakteristische Röntgenstrahlung mit Linienspektrum bewirken.

Diese Effekte werden in der Röntgenröhre benutzt, indem Elektronen zunächst von einem Glühwendel (Kathode) aus in einem elektromagnetischen Feld hoch beschleunigt werden und anschließend auf die Anode treffen (Abb. 2). Dort werden sie stark abgebremst; die Bewegungsenergie wird in Röntgenstrahlung

bzw. Röntgenphotonen (Bremsstrahlung, mit insgesamt rund 1% der eingestrahnten Energie) und Wärme (rund 99%) umgewandelt.

Die Röntgenstrahlung kann wegen ihrer energiereichen und kurzwelligen Natur den menschlichen Körper durchdringen. Dabei wird die Röntgenstrahlung beim Durchtritt durch den Körper, in Abhängigkeit von Dichte und Dicke der verschiedenen Gewebe, unterschiedlich stark geschwächt.

Die unterschiedlich starke Abschwächung macht man sich bei der Belichtung von Röntgenfilmen bzw. Sensoren zu Nutze, um die verschiedenen Gewebe differenziert als „Schattenbild“ darzustellen.

Eine Röntgenröhre besteht aus einer Kathode (Elektronenquelle) und einer Anode (Bremskörper), welche in einem Glaszylinder unter Hochvakuum angeordnet sind. Die Kathode besteht aus einem wendelförmigen Glühfaden aus Wolframdraht, welcher durch Anlegen eines Heizstromes bis auf ca. 2000 °C erhitzt wird. Dabei treten Elektronen aus. Durch Anlegen einer Hochspannung zwischen Kathode und Anode, der Röhrenspannung, werden die Elektronen beschleunigt und bewegen sich mit hoher Geschwindigkeit Richtung Anode. Die am Röntgengerät eingestellte Heizstromstärke (mA) reguliert die Menge der aus dem Wolframdraht der Kathode pro Zeiteinheit(s) austretenden Elektronen und somit die Intensität der Röntgenstrahlung. Das Produkt aus Heizstromstärke (mA) und Dauer des Stromflusses (s) muss für eine gleichbleibende Film- oder Sensorbelichtung konstant bleiben. Es entscheidet über den Schwärzungsgrad eines Röntgenbildes, nicht jedoch über den Kontrast. Die Röhrenspannung (kV) hingegen beeinflusst, wie schnell die Elektronen zur Anode hin beschleunigt werden und mit welcher Energie sie dann auf die Anode prallen. Je höher die eingestellte Spannung, desto energiereicher, kurzwelliger und damit durchdringungsfähiger sind die Röntgenphotonen. Daher ist die Dicke und Dichte eines darzustellenden Gewebes entscheidend für die korrekte Einstellung der Spannung. Sie beeinflusst den Kontrast der Darstellung.

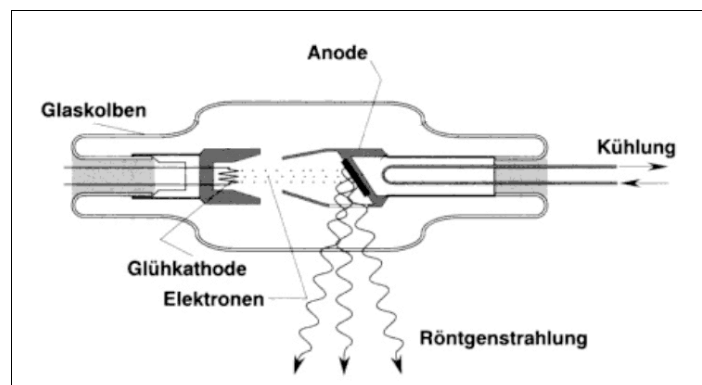


Abb. 2: Erzeugung von Röntgenstrahlen

In der Röntgenröhre werden durch einen Heizstrom aus dem Wolframdraht der Glühkathode Elektronen durch „Glühemission“ erzeugt. Durch eine angelegte Spannung zwischen Glühkathode und Anode werden die aus der Heizspirale austretenden Elektronen in Richtung Anode beschleunigt. Das gewählte Produkt aus Stromstärke (A) und Belichtungszeit (ms) entscheidet über den Schwärzungsgrad des Bildes. Dabei führt eine Erhöhung der Heizstromstärke an der Kathode zu einer Vermehrung der Röntgenphotonen pro Zeiteinheit. Eine Erhöhung der Spannung führt zu energiereicheren und damit durchdringungsfähigeren Röntgenphotonen. Die gewählte Spannung entscheidet über den erzielten Bildkontrast. Die Röntgenstrahlung verlässt die Röntgenröhre durch ein Strahlenaustrittsfenster. Die Anode wird mittels eines zirkulierenden Mediums gekühlt (Quelle: Hans-Gerrit Vogt, Heinrich Schultz, Grundlagen des praktischen Strahlenschutzes, Hanser-Verlag 2007)

1.5.2 Strahlenbelastung

Mit Strahlenexposition bezeichnet man die Einwirkung von Strahlung auf Lebewesen, wobei man zwischen natürlicher und künstlicher bzw. zivilisatorischer Strahlung unterscheidet.

Ionisierende Strahlung kann eine schädigende Wirkung auf die Zelle haben, indem sie die Erbsubstanz verändert oder zerstört. Da der größte Teil der künstlichen Strahlenexposition der Medizin entspringt, muss gerade hier immer eine rechtfertigende Indikation für die Anwendung von ionisierender Strahlung vorliegen. Maßgeblich für eine schädliche Wirkung der Röntgenstrahlung auf einen Organismus ist dabei die Dosis, welche in den SI-Einheiten Gray ($1\text{Gy} = 1\text{J/kg}$) als Energiedosis (D) und Sievert ($1\text{Sv} = 1\text{J/kg}$) als Äquivalentdosis (H) angegeben wird.

Einleitung

Energiedosis (D): Die pro Kilogramm bestrahlter Materie oder bestrahltem Gewebe absorbierte Energie, gemessen in Gy (Gray).

Äquivalentdosis (H): Ein Maß für die vom Organismus absorbierte Strahlungsenergie, welches die biologische Wirksamkeit verschiedener Strahlungsarten auf Organismen berücksichtigt. Zur Beachtung der unterschiedlichen biologischen Wirkung der verschiedenen Strahlenarten wird der einheitenlose Bewertungsfaktor q verwendet. Das Produkt aus der Energiedosis D und dem Bewertungsfaktor q nennt man die Äquivalentdosis H .

Organdosis ($H_{T,R}$): Die Organdosis $H_{T,R}$ ist das Produkt aus der über das Gewebe/Organ T gemittelten Organ-Energiedosis $D_{T,R}$, die durch die Strahlung R erzeugt wird, und dem Strahlungs-Wichtungsfaktor W_R ($H_{T,R} = W_R \times D_{T,R}$).

Effektive Dosis (D_{eff}): Die effektive Dosis D_{eff} ist die Summe der mit den Gewebe Wichtungsfaktoren W_T multiplizierten mittleren Organdosen $H_{T,R}$ in den einzelnen Organen und Geweben des Körper. Zur Berechnung der effektiven Dosis D_{eff} werden die Organdosen mit den Gewebe-Wichtungsfaktoren W_T des Organs T multipliziert und die Summe der so gewichteten Organdosen ergibt die effektive Dosis.

$$D_{eff} = \sum_T w_T \cdot H_T$$

Einleitung

Die jährliche effektive Dosis durch natürliche Strahlenexposition beträgt bei durchschnittlichen Bedingungen in Deutschland 2,1mSv. Die mittlere effektive Dosis der künstlichen Strahlenexposition liegt bei ca. 1,9mSv pro Einwohner und Jahr („Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2006“, Bundesamt für Strahlenschutz, Abb. 3).

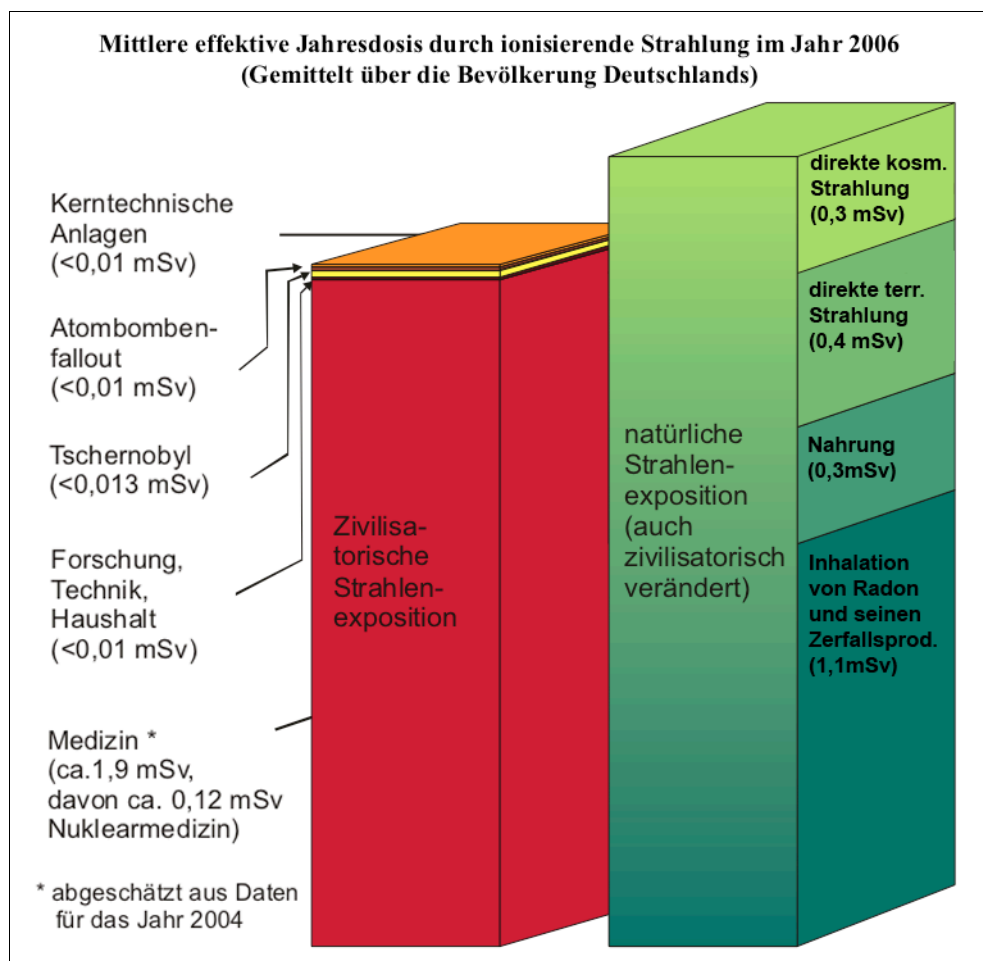


Abb. 3: Mittlere effektive Jahresdosis durch ionisierende Strahlung im Jahr 2006 (Gemittelt über die Bevölkerung Deutschlands, Quelle: Bundesamt für Strahlenschutz, 2006)

Für Deutschland wurde zum Beispiel für das Jahr 2005 eine Gesamtzahl von etwa 132 Millionen Röntgenuntersuchungen abgeschätzt. Die zahnmedizinische Röntgendiagnostik machte dabei etwa ein Drittel der Gesamtanzahl der Röntgenuntersuchungen aus (Abb. 4).

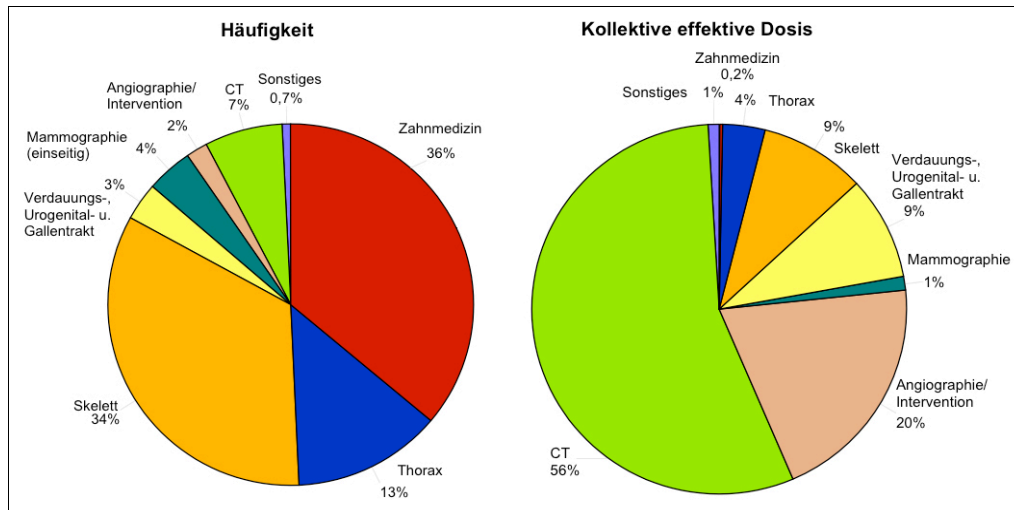


Abb. 4: Prozentualer Anteil der verschiedenen Untersuchungsarten an der Gesamthäufigkeit und an der kollektiven effektiven Dosis 2005 (Quelle: Bundesamt für Strahlenschutz, 2007)

Die kollektive effektive Dosis pro Einwohner in Deutschland für das Jahr 2005 beläuft sich auf ca. 1,8mSv und stieg damit nahezu kontinuierlich an. Der festgestellte Dosisanstieg ist im Wesentlichen durch die Zunahme der CT-Untersuchungshäufigkeit bedingt. Andererseits nimmt die effektive Dosis pro Einwohner bei den restlichen Untersuchungsverfahren über die Jahre 1996 bis 2005 ab (Abb. 5).

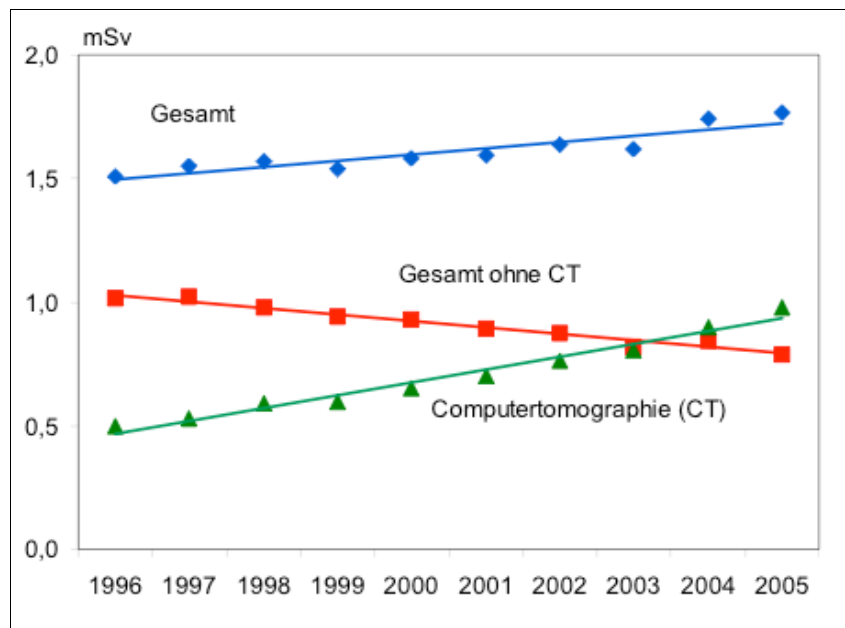


Abb. 5: Mittlere effektive Dosis (in mSv) pro Einwohner und Jahr durch Röntgen- und CT-Untersuchungen in Deutschland (Quelle: Bundesamt für Strahlenschutz, 2007)

Die kollektive effektive Dosis pro Einwohner wird also zu einem großen Teil durch die Computertomographie erzeugt. Eine zahnärztliche Untersuchung der Kiefer mittels der Computertomographie trägt demnach erheblich zur kollektiven Effektivdosis bei und ist mit einer hohen Strahlenbelastung verbunden. Sie ist erheblich höher als bei der Orthopantomographie (Möbes et al. 2000).

Demgegenüber liegt ein großer Vorteil der digitalen Volumentomographie in der vergleichsweise geringen Strahlenbelastung (Ito et al. 2001, Ziegler et al. 2002). Aufgrund der nur einmaligen Abtastung des Objektes durch den konischen Röntgenstrahl werden geringere Strahlenbelastungen erzielt (Tab. 1).

Aufnahmetechnik	äquivalente Hintergrundstrahlung (Tage)
CT Oberkiefer + Unterkiefer	38
CT Unterkiefer	33
CT Oberkiefer	26
DVT	6-12
OPTG	0,5-2

Tab.1: Vergleich der Strahlenbelastung durch CT, DVT und OPTG.

Quelle: Guerreo et al. 2006)

Dabei variieren die effektiven Dosen von Gerät zu Gerät und sind des Weiteren stark abhängig von der Größe des verwendeten Aufnahmevolumens, dem sogenannten „field of view“ - kurz „FOV“ (Ludlow und Ivanovic 2008). Moderne 64-Zeilen-CT-Geräte kommen im dosisreduzierten „low-dose“-Modus in den Bereich von DVT-Aufnahmen mit großem FOV (Cohnen et al. 2002). Die Qualität der Darstellung knöchernen Strukturen ist bei dosisreduzierten CT-Aufnahmen für eine Implantatplanung als akzeptabel zu betrachten (Hassfeld et al. 1998). Die Strahlendosis für ein das in dieser Studie entsprechende Gerät wird mit 7,4 μSv (0,0074 mGy) pro Aufnahme angegeben (Arai et al. 2001, Lofthag-Hansen et al. 2008). Die Strahlenbelastung eines DVTs wird mit dem zwei- bis achtfachen einer Panoramaschichtaufnahme und mit einem Zehntel eines CTs angegeben (Okano et al. 2009).

1.5.3 Vorteile und Indikationen bildgebender 3D-Verfahren

Zusätzlich zu den seit langem in der Zahnmedizin verwendeten radiologischen Verfahren wie dem Einzelzahnfilm (EZF), der Orthopantomographie (OPTG) und der Fernröntgenseitenaufnahme (FRS) haben sich weitere bildgebende Verfahren etabliert. Zu diesen zählen die transversale Schichtaufnahme (TSA), die Computertomographie (CT) und die digitale Volumentomographie (DVT).

Bei der CT und der DVT können bei entsprechender Datengrundlage (DICOM-Format, „Digital Imaging and Communications in Medicine“) und Software die in der Aufnahme erfassten Strukturen in jeder gewünschten Ebene (Axiale, Transversale, Sagittale) und Position überlagerungsfrei dargestellt werden. Ebenso ist die Darstellung als 3D-Oberflächenmodell oder die für den Zahnmediziner gewohnte Rekonstruktion einer Panoramaschichtaufnahme ähnlichen Ansicht mit zusätzlich zu dieser senkrecht verlaufenden Schnittbildern möglich.

So ergibt sich sowohl in der Planung als auch in der Dokumentation einer Implantation die Möglichkeit, anatomische Strukturen in ihrer räumlichen Beziehung zueinander eindeutig, verzerrungsfrei, ohne Projektionsfehler und metrisch genau darzustellen.

Aus den Vorteilen dieser beiden, dreidimensionalen bildgebenden Verfahren ergeben sich dann auch deren Indikationen in der zahnärztlichen Diagnostik:

- Diagnostik von Traumata, Entzündungen und Tumoren (Jend-Rossmann et al. 1983, Russel et al. 1990)
- Darstellung retinierter und verlagelter Zähne (Schmuth et al. 1992, Danforth et al. 2003, gao Liu et al. 2008, Neugebauer et al. 2008)
- Kariesdetektion (Akdeniz et al. 2006, Tsuchida et al. 2007, Haiter-Neto et al. 2008, Tyndall et Rathore 2008)
- Kieferorthopädische Diagnostik (Ballanti et al. 2008, Cattaneo und Melsen 2008)
- Diagnostik von Kiefergelenkserkrankungen (Honda et al. 2001, Hussain et al. 2008)

- Darstellung des Alveolarfortsatzes mit Defekt- und Destruktionsdarstellung in der Parodontologie (Jervøe-Storm et al. 1994, Flores-de Jacoby et al. 1997, Fuhrmann et al. 1997, Naito et al. 1998, Jacobs et al. 1999b, Mengel et al. 2005).
- Implantatplanung (Andersson et al. 1988, Ekestubbe et al. 1997, Ito et al. 2001, Guerrero et al. 2006, Nickenig und Eitner 2007, Van Assche et al. 2007)
- periimplantäre Diagnostik (Schliephake et al. 2003, Mengel et al. 2006)

1.5.4 Computertomographie

Eine der größten Innovationen in der Radiologie seit Entdeckung der Röntgenstrahlen ist die Computertomographie (CT). Für die Einführung der CT erhielten G.N. Hounsfield und A.M. Cormack 1979 den Nobelpreis der Medizin. Heutzutage ist die CT auch im Kopf-Hals-Bereich eine der bedeutendsten Methoden in der radiologischen Diagnostik.

Sie ermöglicht überlagerungsfreie Schnittbilder mit der Darstellung von niedrigeren Kontrastunterschieden als herkömmliche Aufnahmen.

Das Prinzip der Computertomographie besteht in der fortlaufenden Rotation der Röntgenröhre um den liegenden Patienten. Dabei wird der Patient in der Axialen schichtweise abgebildet.

Der Patient wird von Röntgenröhre und gegenüber angeordnetem Detektor umkreist (Abb. 6). Dabei erzeugt die Belichtung ein und derselben Schicht aus verschiedenen Richtungen der Rotation auch verschiedene Schwächungsprofile pro Belichtung.

Aus den verschiedenen Schwächungsprofilen kann eine Rekonstruktion der Schwächungsverteilung für die erfasste zweidimensionale Schicht vom Computer berechnet und letztlich ein zweidimensionales Röntgenbild dieser axialen Schicht generiert werden (Abb. 7).

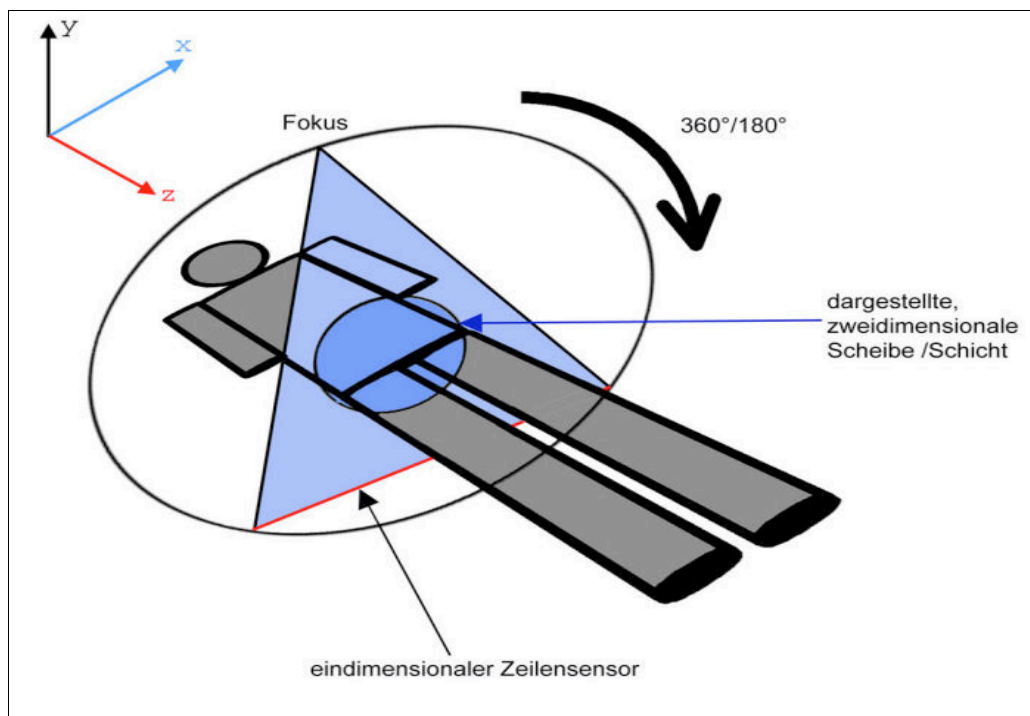


Abb. 6: Schemazeichnung eines Computertomographen. Um einen liegenden Patienten kreist eine Röntgenröhre, deren Strahlenbündel auf einen zweidimensionalen Fächer eingelenkt wird. Gegenüberliegend der Strahlenquelle befindet sich ein eindimensionaler Zeilensensor, der jeweils die einfallenden Röntgenphotonen ortsbezogen misst. Da der Computer zu jeder Messung die zugrunde liegende Projektionsgeometrie registriert, kann über eine so genannte gefilterte Rückprojektion jedem Punkt innerhalb des blau dargestellten "Field of View" ein Absorptionswert zugeordnet werden, den der Computer als Grauwert kodiert auf dem Bildschirm ausgibt. Erst die Stapelung vieler derartig erstellter Scheiben in z-Richtung ergibt einen dreidimensionalen Datensatz (Abb. 3). (Quelle: Schulze 2006)

Geräte früherer Generation, sogenannte sequentielle CT-Geräte, fahren dabei pro definierter Schicht einen Umlauf, bewegen dann den Patienten um den eingestellten Schichtabstand weiter und erfassen die nächste Schicht. Dabei wird ein fächerförmiger Röntgenstrahl von einem linienförmigen Detektor erfasst. Moderne Geräte verwenden einen kontinuierlichen Durch- bzw. Vorschub des Patienten durch die Aufnahmeeinheit („Gantry“), wodurch sich eine spiralförmige, lückenlose Erfassungsgeometrie mit niedrigerer Strahlenbelastung des Patienten ergibt. Diese Geräte werden als Spiral-CT bezeichnet. Eine zusätzliche Weiterentwicklung ist die Verwendung von mehrzeiligen Detektoren und einem

breiter gefächertem Röntgenstrahl, um mehrere Schichten gleichzeitig zu erfassen und so die Auflösung zu erhöhen und die Bestrahlungszeit des Patienten durch eine schnellere Datenerfassung verkürzen zu können.

Jedes Gewebe vermag die sie durchdringende Strahlung unterschiedlich abzuschwächen. Bei der Computertomographie bedeutet dies, dass gewebsspezifisch unterschiedlich stark abgeschwächte Strahlung der Röntgenröhre auf den Detektor trifft und in elektrische Signale umgewandelt wird. Damit diese Signale für den Menschen erfassbar sind, werden sie bildlich, in Form von Grauwerten dargestellt. Dabei bedeutet eine stärkere Abschwächung eine höhere Absorption im Gewebe und in Anlehnung an die analoge Röntgenfilmdarstellung einen helleren Grauwert. Technisch ist es möglich über 4000 Grauwert-Unterschiede mittels der Detektoren zu erfassen. Die Einheit dieser Grau- bzw. Dichtewerte ist die sogenannte Hounsfield-Unit (HU, nach dem engl. Elektroingenieur G. N. Hounsfield, 1919-2004). Sie bildet unterschiedliche Materie bzw. Gewebe in definierten Wertebereichen ab. Luft hat dabei eine HU von -1000, Wasser 0 HU, Muskelgewebe 40-60 HU, spongiöser Knochen ab ca. 150 HU, kompakter Knochen ab ca. 250 HU, Titan ab ca. 600 HU. Die Hounsfield-Angaben können daher zur präoperativen Einschätzung der Knochenqualität an einem beabsichtigten Implantationsort herangezogen werden (Turkyilmaz et al. 2007, Park et al. 2008).

Da das menschliche Auge jedoch nur eine begrenzte Anzahl an Grauwerten und weit weniger als den gesamten Umfang der Hounsfield-Einheiten unterscheiden kann, bedient man sich der selektiven Darstellung eines nur bestimmten Wertebereiches aus allen erfassten Grauwerten, einem sogenannten Grauwertfenster. Dieses wird in Lage und Ausdehnung dem zu untersuchenden Gewebe entsprechend ausgewählt. Auf diese Weise kann man für das zu untersuchende Gewebe eine möglichst genaue Grauwert-Unterscheidung bildlich darstellen, also ein Gewebe möglichst kontrastreich wiedergeben.

Das schichtweise bzw. spiralförmig erfasste Volumen kann so mit Hilfe entsprechender Berechnungen am Computer in jeder beliebigen Schicht in besagtem Grauwertfenster dargestellt werden.

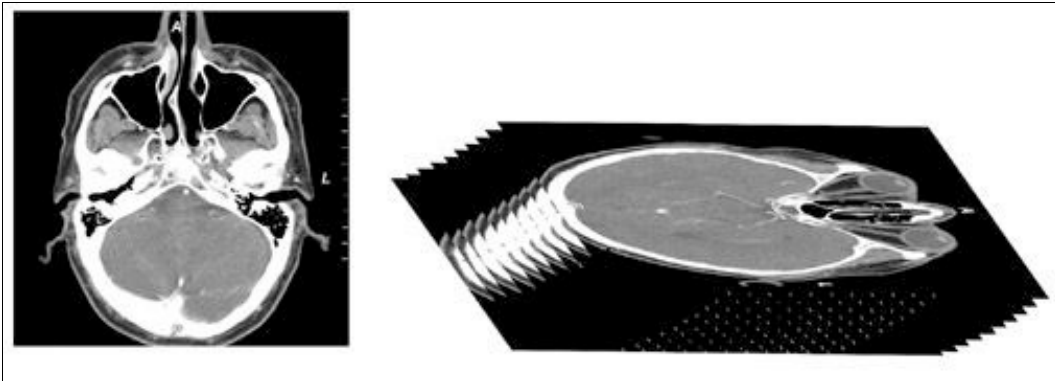


Abb. 7: Links: Einzelne, (zweidimensionale) axiale CT-Schicht in Höhe der Kieferhöhlen / des Meatus acusticus externus. Rechts: Der aus vielen einzelnen Schichten erzeugte, zur Illustration schräg dargestellte, dreidimensionale Bildstapel. Durch Interpolation zwischen den Schichten wird ein quasi-kompletter, dreidimensionaler Volumendatensatz erzeugt. (Quelle: Schulze 2006).

Ebenfalls ist es möglich aus den Grauwerten eine Oberflächendarstellung radio-logisch zusammenhängender Grauwertbereiche zu erstellen und somit eine drei-dimensionale Rekonstruktion des Volumens zu erzeugen.

Bevor Computer eine einfache, schnelle Darstellung der digitalen Daten durch genügend Rechenleistung und den unkomplizierten Austausch der Bilder über beispielsweise CD-Roms mit darin enthaltener Betrachtungssoftware ermög-lichten, verwendete man Ausdrücke der axialen Schichten auf eine Folie. Die eigentliche, dreidimensionale Bildinformation war dadurch schlecht nutzbar. Der befundende Arzt musste sie sich durch sein räumliches Vorstellungsvermögen erschließen (Abb. 7).

Die einheitliche Grundlage der CT-Daten bildet das sogenannte DICOM-Format („Digital Imaging and Communications in Medicine“), einem Standard zum Informationsaustausch in der Medizin. Jegliche CT-Geräte bieten die Möglichkeit, die axialen Rekonstruktionen im DICOM-Format auszugeben. Diese Daten können zum einen 1:1 als einzelne Schichtbilder dargestellt werden. Zum anderen nutzen Computerprogramme diesen Standard, um CT-Daten weiter zu verarbeiten und beispielsweise zusätzliche koronare und sagittale Schichten zu berechnen oder oben genannte 3D-Modelle virtuell oder sogar als greifbare, stereolithographisch erzeugte Kunststoff- bzw. Epoxidharzmodelle zu erstellen. Zu diesen Programmen, welche das DICOM-Format verwenden, zählen auch die in der dentalen Implantologie verwendeten Planungsprogramme.

1.5.5 Digitale Volumentomographie

Als eine weitere dreidimensionale, tomographische Röntgentechnik hat sich seit Ende der 90er Jahre die digitale Volumentomographie entwickelt. Ähnlich wie bei der Computertomographie erfolgt eine Ausgabe der Daten in einer überlagerungsfreien, beliebig auszurichtenden schichtweisen Grauwertdarstellung des zu untersuchenden Objektes. Sie dient vornehmlich der Darstellung des Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereiches und in der Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde auch der Untersuchung der Felsenbeinregion. Die DVT ermöglicht bei zahnmedizinischen Anwendungen je nach Gerät die zu untersuchende Region bis auf einzelne Zähne einzuschränken und somit die Strahlenbelastung für den Patienten weiter zu senken. Sie wird gegenüber der Computertomographie als Strahlungsdosis-reduzierendes bildgebendes Verfahren in der Zahnmedizin empfohlen (Ludlow und Ivanovic 2008) und zur Abgrenzung gegenüber der klassischen CT des gesamten Schädels auch explizit „dentale digitale Volumentomographie“ genannt. Die digitale Volumentomographie ist ein verlässliches Instrument in der Planung von dentalen Implantaten (Suomalainen et al. 2008).

Im Gegensatz zu dem bei der CT verwendeten fächerförmigen Röntgenstrahl und einem ein- bzw. mehrzeiligen Sensor sowie einem mehrmaligen Umlauf des Röntgenstrahlers um den sich durch das Strahlenfeld bewegenden Patienten kommt bei der digitalen Volumentomographie ein kegelförmiger Röntgenstrahl mit einem gegenüber angeordneten flächigen Sensor mit nur einmaliger 180°- bis 360°-Rotation um den fixierten Kopf des Patienten zur Anwendung (Abb. 8).

Wegen der kegel- bzw. konusförmigen Geometrie des Röntgenstrahles wird die digitale Volumentomographie im Englischen auch „cone-beam-CT“ („CBCT“) genannt. Aus den dabei erfassten Summationsaufnahmen, den Rohdaten, wird ein Volumen rekonstruiert, welches in beliebiger Schichtung dargestellt werden kann. Auf Grund der andersartigen Aufnahmegeometrie und Berechnung kann jedoch bei der DVT nicht in gleicher Weise wie beim CT mittels der Hounsfield-Skala auf die tatsächliche Dichteigenschaft des Objektes zurückgeschlossen werden (Yamashina et al. 2008).

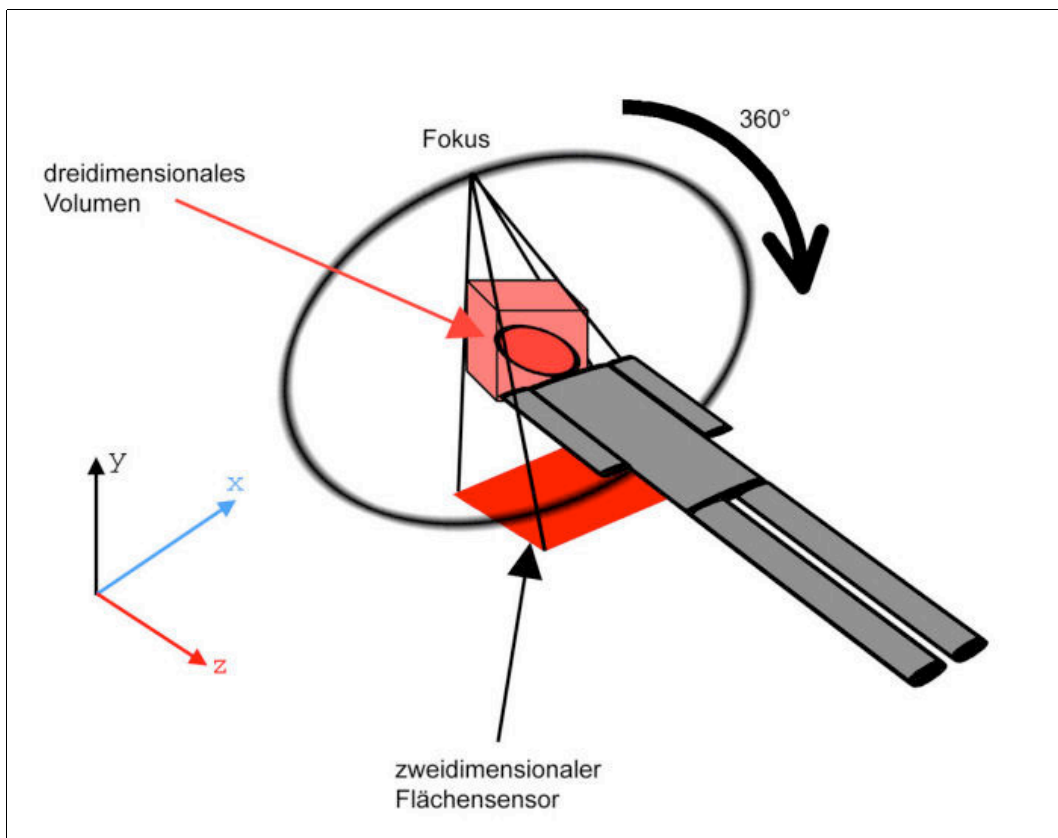


Abb.: 8: Schemazeichnung Digitale Volumentomographie (DVT). Im Vergleich zum CT (Abb. 6) wird das Strahlenbündel auf einen Konus eingebündelt, wobei die durch den Patienten(kopf) hindurchtretende Strahlung bei einem 180°- bis 360°-Umlauf um den liegenden oder sitzenden Patienten permanent auf einem gegenüberliegenden, zweidimensionalen Flächensensor registriert wird. Daher wird aus einem einzigen Umlauf die Rekonstruktion eines (dreidimensionalen) Volumens möglich. (Quelle: Schulze 2006).

Ebenfalls ist die Darstellung von Weichgewebe bzw. die Unterscheidung verschiedener Weichgewebe im Gegensatz zum CT auf Grund des fehlenden Weichteilkontrastes eingeschränkt.

Der primären Bildentstehung liegt die hersteller- bzw. geräteeigene Software zu Grunde, wobei verschiedene mathematische Algorithmen zur Anwendung kommen, um aus den Rohdaten ein Volumen zu berechnen. Dieses Volumen ist dann ein in allen drei Richtungen des Raumes lückenloser Datensatz aus sogenannten Voxeln (Abb. 9).

Ein Voxel ist die kleinste Einheit eines solchen Datensatzes, hat Kanten gleicher Länge (isotrop) und spiegelt genau einen Grauwert überlagerungsfrei wieder. Das Voxel eines 3D-Datensatzes kann als Analogon zu einem Pixel einer 2D-

Grafik gesehen werden. Die Größe eines Voxels definiert dabei das Auflösungsvermögen der Darstellung. Je kleiner ein Voxel ist, um so detailreicher kann ein Objekt aufgelöst werden.

Innerhalb dieses Volumens kann an beliebiger Stelle eine Schicht aus Voxeln betrachtet werden, so dass in der erfassten Körperregion jegliche Ebene als überlagerungsfreies Schnittbild dargestellt werden kann.

Die meisten dieser DVT-Geräte-spezifischen Bildbetrachtungsprogramme bieten die Möglichkeit, die Rekonstruktion der axialen Ebene als DICOM-Datensatz zu exportieren, um sie so der weiteren Datenverarbeitung zur Verfügung zu stellen. Ein solcher Datensatz kann dann ebenso wie ein CT-Datensatz weiter verwendet werden. Auf diese Weise sind auch die Datensätze der digitalen Volumentomographie für die 3D-Implantat-Planungsprogramme nutzbar.

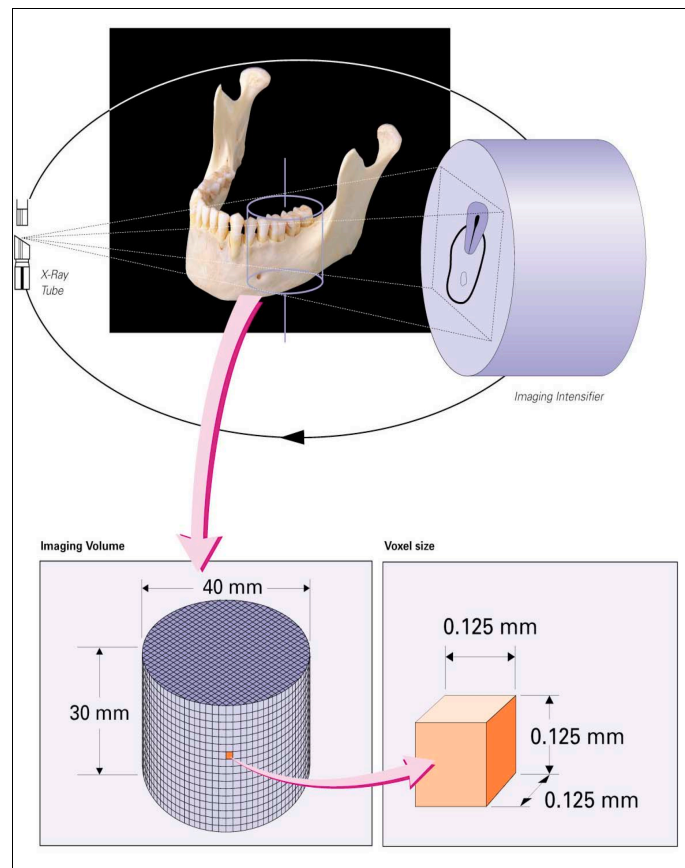


Abb. 9: Digitale Volumentomographie: Während der Aufnahme dreht sich der Aufnahmearm um den Kopf des Patienten. Die von einem konischen Röntgenstrahl erzeugten Summationsbilder werden vom Sensor erfasst und anschließend in ein aus sog. Voxeln bestehendes Volumen umgerechnet (Quelle: Technische Daten 3DX Accutomo Morita Kyoto).

Einleitung

Die heutzutage auf dem Markt befindlichen Geräte unterscheiden sich in einigen Merkmalen. Für die Erfassung der eigentlichen Summationsaufnahmen stehen zwei Techniken zur Verfügung. Die eine bedient sich eines CCD-Sensors mit daran gekoppeltem Bildverstärker, die andere basiert auf der Verwendung eines sog. Flatpaneldetectors (FPD).

Des Weiteren kann man die Geräte in ihre Art der Auslegung als reines DVT-Gerät oder aber als Kombinationsgerät aus einem echtem Panoramaschichtaufnahme-Gerät zum Teil mit Fernröntgenseitenaufnahme-Möglichkeit und einem DVT aufteilen (Tab. 2).

Hauptunterscheidungsmerkmal für den klinischen Einsatz der einzelnen Geräte ist jedoch die Größe des Aufnahmevolumens, des sog. „Field of View (FOV) und die Möglichkeit der Auswahl zwischen verschiedenen FOV-Größen innerhalb eines Gerätes.

Hersteller	Gerät	FOV(cm)	Auslegung
J Morita	3D Accuitomo 170	4x4, 6x6, 8x8, 10x10, 17x12	DVT
	3D Accuitomo 80	4x4,6x6,8x8	DVT
	3D Accuitomo 60	4x4,6x6	DVT
	Veraviewepocs 3D	4x4, 4x8, 8x8	PSA, DVT
	Veraviewepocs 3De	4x4	PSA, DVT
Sirona	Galileos comfort	15x15	DVT
	Galileos compact	12x15	DVT
KaVo	3D eXam	8x8, 16x13, 23x17	DVT
Gendex (Kavo)	GXCB-500	8x8, 14x8	DVT
Orangedental	Picasso Master	16x7, 16x10, 20x19	DVT
	Pax-Uni3D	5x5	PSA, DVT
	Picasso trio	12x7	PSA, DVT
NewTom	3G	10, 15, 20 (sphärisch)	DVT
NewTom	VG	16x14	DVT
Planmeca	ProMax 3D	8x8,5x8,5x4	PSA, DVT
Kodak	9000 3D	5x3,7	PSA, DVT
Sorodex	Scanora 3D	6x6, 7,5x10, 7,5x14,5	PSA, DVT

Tab. 2: Auswahl derzeit verfügbarer DVT-Geräte. Angaben laut Hersteller

1.6 Ziel der Arbeit

Ziel dieser in-vitro Studie ist die Feststellung der Genauigkeit der Umsetzung einer dreidimensionalen, auf DVT und CT-Daten basierenden Implantatplanung an humanen Unterkieferpräparaten unter Verwendung eines Bohrschablonensystems. Virtuelle Planung und postoperatives Ergebnis werden miteinander verglichen, um mögliche Abweichungen zu ermitteln.

2 Material und Methode

2.1 Studiendesign

Die vorliegende Studie untersucht die Genauigkeit der Positionierung von Implantaten, welche mit einer Bohrschablone inseriert wurden. Die Insertionsorte wurden am Computer auf Grundlage von DVT- und CT-Daten mit einer zuvor angefertigten Röntgenschablone mit Titan-Bohrhülsen festgelegt. Mittels einer 5-Achs-Fräsmaschine wurden die geplanten Positionen durch entsprechende Änderung der Bohrhülsen-Ausrichtung und Lage auf die Röntgenschablone übertragen, welche auf diese Weise zu einer Bohrschablone umgearbeitet wurde. Nach erfolgter Implantation mit Hilfe der Bohrschablonen wurden erneut DVT- und CT-Aufnahmen angefertigt. Diese wurden mit den ersten Aufnahmen einschließlich der darin enthaltenen Planung überlagert. Die Abweichung der am PC geplanten virtuellen Implantatposition im Vergleich mit der realen Position im humanen nativen Kiefer konnte so bestimmt werden. Es sollte ermittelt werden, wie groß eine mögliche Abweichung der beiden Positionen voneinander ist und wo mögliche Fehlerquellen liegen könnten.

2.2 Verwendete Materialien und deren Anwendung

Die Untersuchungen wurden an 6 humanen Unterkiefern und insgesamt 22 Implantaten durchgeführt. In die Kiefer wurden in für die Implantation nicht vorgesehene Bereiche 1cm lange Titandrahtstücke (Rematitan[®], Dentauro J.P. Winkelstroeter KG, Ispringen, Deutschland), die keine störende Streustrahlen im CT und DVT hervorriefen, eingebracht. Die Stifte hatten einen Durchmesser von 1,2 mm und eine Länge von 10 mm. Sie wurden in ein vorgebohrtes Loch eingeklebt. Die Titandrähte dienten als Referenzkörper für die spätere Datensatzüberlagerung. Sie werden im Folgenden Referenzpin genannt (Abb. 10).



Abb. 10: Referenzpin im Präparat

Basal im Präparat fixierter Referenzpin. Diese dienten bei der späteren Fusion der Röntgenaufnahmen der zusätzlichen Kontrolle der Überlagerung.

2.2.1 Schablonenherstellung

Zunächst wurden mittels konfektionierter Kunststofflöffel (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland) und Silikon (Silaplast[®] Futur[®], Silasoft[®], Detax GmbH & Co. KG, Ettlingen, Deutschland) anatomische Abformungen erstellt. Die Abformungen wurden mit einem α -Hemihydrat Typ IV Spezialhartgips (esthetic-base[®], dentona AG, Dortmund, Deutschland) ausgegossen. Auf den so gewonnen 6 Modellen wurde je ein nach prothetischen und

funktionellen Gesichtspunkten ideales „wax up“ der zu ersetzenden Zähne erstellt. Diese wurden in Schablonen aus klarem Acrylat (Palapress®, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) überführt. Eine Abstützung der Schablonen bestand sowohl zahngetragen (n=2) als auch rein schleimhautgetragen (n=4). Die Schablonen wurden mit Titanhülsen („QX34“, Triron Titanium GmbH, Karlsruhe, Deutschland, Länge 10mm, Innendurchmesser 2,4mm) bestückt. Das Fräsen der Löcher zur Aufnahme der Titanhülsen erfolgte dabei mit einem 5-Achs-Bohr- und Fräsgerät (AME 5®, Dental Labor Jacob GmbH, Marburg, Deutschland, Abb. 11).



Abb. 11: 5-Achsfräsmaschine AME 5, Dentallabor Jacob, Marburg, Deutschland

Fräsmaschine mit in allen Richtungen dreh-, verschieb- und schwenkbarem Sockelplattenträger und definiert absenkbarer Fräseinheit.

Die Koordinaten der Position der jeweiligen Hülse wurden dabei in einem Protokoll notiert. Das Modell jeder Schablone konnte mittels eines Sockels eindeutig in der Fräsmaschine repositioniert werden. So konnten gegebenenfalls später mittels Einstellung der notierten Koordinaten die der jeweiligen Hülse entsprechende Fräspositionen wieder exakt eingestellt und entsprechend der ermittelten Werte aus der Computerplanung korrigiert werden.

Die Titanhülsen wurden gemäß der Zahnstellung, achsengerecht an den Stellen in die Schiene eingebracht, an denen später auch die Implantationen erfolgen sollten (Abb. 12).

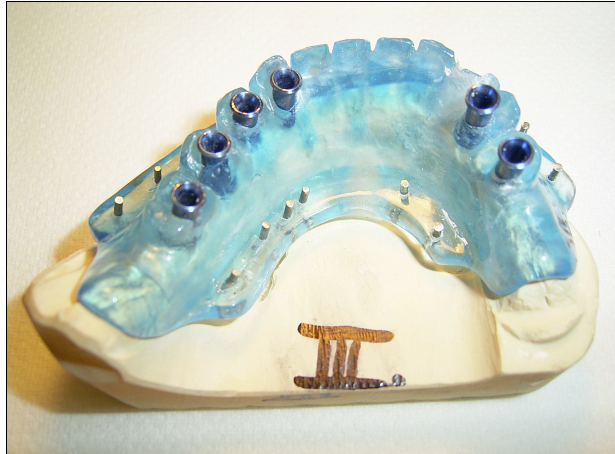


Abb. 12: Gipsmodell mit Schablone

Schablone mit Hülsen und zugehörigen Titanpins.

Jede Hülse war somit einem Implantat zugeordnet. Des Weiteren befanden sich je oral und vestibulär jeder Hülse ein an der Schablone befestigter Referenzpin. Diese je zwei Titanpins mit entsprechender Hülse befanden sich in einer Ebene und Ausrichtung, wobei die Titanpins etwas apikaler positioniert wurden (Abb. 13).

Somit konnte später in der Röntgenaufnahme und in der Planungssoftware die

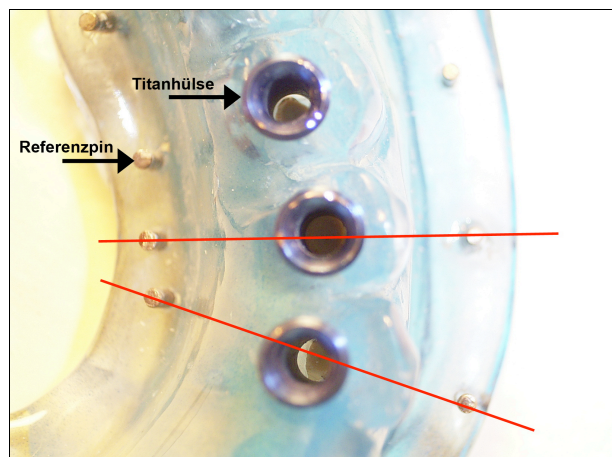


Abb. 13: Hülsen und Pins in gleicher Ebene und Ausrichtung

Detailansicht einer Schablone mit Titanhülsen in prothetisch sinnvoller Position und zugehörigen Titanpins in einer Ebene und Ausrichtung.

exakt selbe Ebene betrachtet werden. Außerdem ermöglichte die Positionierung der Referenzpins etwas weiter apikal der Hülsen, auf Höhe des Knochens, auch bei späterer nicht kompletter Sichtbarkeit des koronalen Anteils der Titanhülse in dem begrenzten Aufnahmevolumen des DVT-Gerätes eine Beurteilung der Hülse-angulation, da diese parallel zu den Referenzpins der Schablone angeordnet waren. Die Orientierung im Raum wurde erleichtert.

Der Sitz der Schablonen auf den Unterkieferstückchen wurde kontrolliert. Um die Lage der Schablonen während der radiologischen Aufnahmen zu sichern, wurden diese mittels handelsüblichen Kabelbindern (Emil Lux GmbH & Co. KG, Wermelskirchen, Deutschland) mit moderatem Zug auf dem Kiefer fixiert. Dies simulierte den in vivo durch den Zubiss des Patienten auf ein auf die Schablone passendes Registrat erzeugten Andruck während der radiologischen Aufnahme.

2.2.2 CT- und DVT-Aufnahmen

Anschließend erfolgten die radiologischen Aufnahmen der Kiefer mit fixierten Bohrschablonen im CT (Prospect® SX Power, Fa. GE-Medical Systems, Solingen, Deutschland) und DVT (3DX Accuitomo, J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japan).

Zur Anfertigung der CT-Aufnahme wurden die Kiefer im dorsalen Bereich mit einem Silikonfuß (Silaplast®) versehen und auf den Tisch des CT-Gerätes gestellt. Mit Hilfe des Orientierungsstrahles konnte die Oberkante der Bohrschablone exakt parallel zu der Schichtebene des CT's (axiale Schichten) und die Orientierungslinie auf der frontalen Kieferfläche rechtwinklig dazu ausgerichtet werden. Die Aufnahmen wurden bei einer Gantryneigung von 0 Grad und 512 x 512 Bildpunkten mit einer Schichtdicke von 1mm und einem Tischvorschub von 1mm angefertigt. Die Röntgenspannung betrug 120kV, der Röhrenstrom 80mAs und die Scannzeit 2s pro Schicht.

Zur Anfertigung der DVT Aufnahmen wurden die Kiefer ebenfalls im dorsalen Bereich mit einem Silikonfuß versehen und in entsprechender Position im Gerät aufgestellt. Mit Hilfe des Orientierungsstrahles konnten die Referenzflächen der Kiefer exakt parallel zu der Schichtebene des DVT (axiale Schichten) und die

Orientierungslinie auf der frontalen Kieferfläche rechtwinklig dazu ausgerichtet werden (Abb. 14). Die Aufnahmen wurden mit einer Schichtdicke von 0,5mm angefertigt. Die Röntgenspannung betrug 60kV, der Röhrenstrom 4mA und die Scanzeit 17 Sekunden.

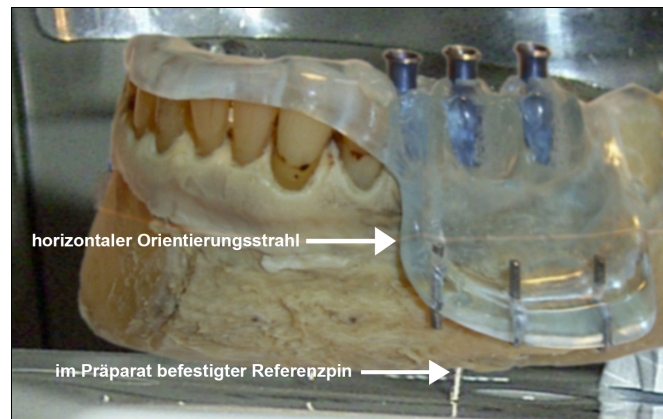


Abb. 14: Präparat im DVT positioniert.

Präparat mit Schablone im DVT positioniert. Zu erkennen ist der horizontale Orientierungsstrahl und ein im Präparat befestigter Referenzpin. Seitlicher und frontaler Orientierungsstrahl sind nicht sichtbar, da die endgültige Positionierung in diesem Bild noch nicht erfolgt ist.

2.2.3 Planung der Implantatpositionen / Verwendung von coDiagnostiX

Anschließend wurden die CT- und DVT-Daten im DICOM-Format (Digital Imaging and Communications in Medicine) in den Computer eingelesen und die Position der Implantate mit dem Planungsprogramm coDiagnostiX® (IVS Solutions AG, Chemnitz, Deutschland) mit Hilfe der nach prothetischen und anatomischen Gesichtspunkten platzierten Hülssen bestimmt. Es eigneten sich dafür am Bildschirm die Projektion im Sagittalschnitt, einer Ansicht senkrecht zur vestibulären bzw. lingualen Knochenoberfläche. In dieser wurden die Titanhülssen mit den dazugehörigen Referenzpins im Querschnitt gut dargestellt. Das geplante Implantat wurde als Kontur grafisch angezeigt (Abb. 15 Pfeil c). Es wurde die Position in oro-vestibulärer Richtung (Abb. 15 Pfeil a) und die Achsneigung (Abb. 15 gelbe Linien) begutachtet. Orthogonal zu dieser Ansicht erfolgte ebenfalls eine Kontrolle der Hülssenposition und -angulation. Somit wurde in allen drei

Raumebenen eine Positions- und Angulationskontrolle vorgenommen. Entsprechende notwendige Änderungen wurden in einem Protokoll für jede Hülse notiert. Geplant wurde auch die Höhe des notwendigen, crestalen Knochenabtrags vor Implantation, um ein für die Aufbereitung eines Implantatbettes angebrachtes Plateau zu erhalten (Abb. 15 Pfeil b).

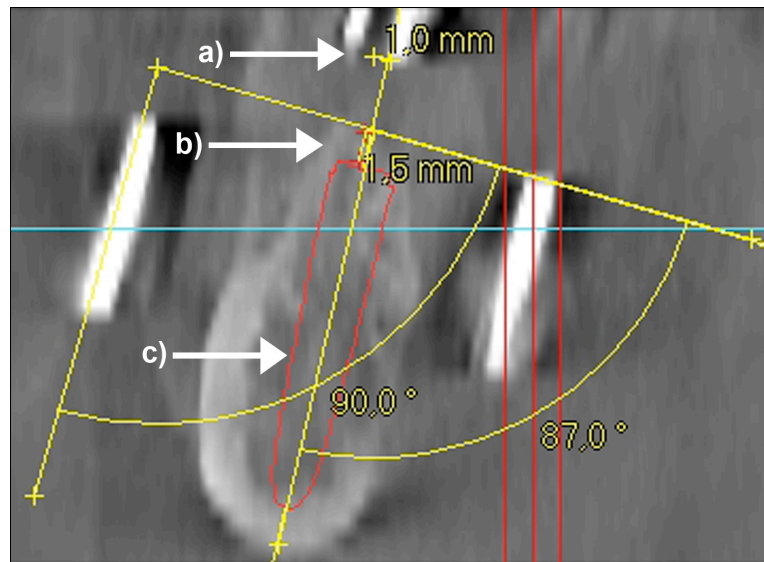


Abb. 15: Planung in coDiagnostiX®

Bestimmung der notwendigen Hülsenkorrektur: Versatz der Hülse um 1mm (Pfeil a), Reduktion des crestalen Knochenanteils um 1,5mm (Pfeil b), schematische Darstellung der gewünschten Implantatposition (Pfeil c), Änderung der Hülseneigung um 3 Grad (graphisch: 90 Grad minus 87 Grad).

2.2.4 Umarbeitung zur Bohrschablone

Im Idealfall stimmten die Achsen der Hülsen und der geplanten Implantate überein. Ergaben sich Abweichungen, wurden diese wie oben beschrieben ermittelt und notiert. Um diesen Betrag musste die entsprechende Hülse in ihrer

Position in der Bohrschablone geändert werden. Die Änderung erfolgte ebenfalls mit dem Bohr- und Fräsgerät AME 5®.

Bei 15 der 22 geplanten Implantatpositionen erfolgte eine Hülsenkorrektur. Zu ändernde Hülsen wurden aus der Schablone entfernt und das vorhandene, gefräste Loch mit Kunststoff verschlossen (Palavit 55 VS®, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland). Das Modell jeder Schablone wurde mittels des Sockels eindeutig in der Fräsmaschine repositioniert. Die Koordinaten der Ausgangsposition der zu ändernden Hülse wurden eingestellt und entsprechend der Werte aus der Planung abgeändert. In dieser Position wurden erneut Löcher zur Aufnahme der Hülsen gefräst. Auf diese Weise wurden die Titanhülsen entsprechend der Planung in die Bohrschablonen eingebracht.

2.2.5 Implantation

An den Unterkiefern wurde die Schleimhaut zurückgeklappt und der in der Planungssoftware ermittelte notwendige, crestale Knochenabtrag zur Schaffung eines Plateaus vorgenommen. Anschließend wurden die Implantate mittels der Bohrschablonen nach Vorgabe des Protokolls des Implantatherstellers mit einem Chirurgiemotor und den Bohrern eines Chirurgietrays (BIOMET 3i, Palm Beach Gardens, Florida, USA) inseriert (Abb. 16, 17). Dabei erfolgte lediglich die Pilotbohrung von 2mm sowie die nächst größere Bohrung von 2,3mm mit Hilfe der Bohrschablonen, wobei der Pilotbohrer vor allem im Bereich des Bohrerschafts durch die Hülse exakt geführt wurde. Es erfolgte keine mechanische Befestigung der Schablonen mit Schrauben oder Ähnlichem. Die Schablonen wurden wie in der klinischen Routine üblich manuell durch den Behandler fixiert. Die Bohrtiefe wurde mittels des in der Planung ermittelten Abstandes zwischen geplanter Implantatplattformhöhe und Oberkante der Bohrhülse zuzüglich der geplanten Implantatlänge ermittelt. Ein Bohrerstop wurde nicht verwendet. Die Bohrungen folgender Größen bezogen sich auf das Knochenniveau des vorher geschaffenen Plateaus (Abb. 18).

Es kamen Implantate (Osseotite®, BIOMET 3i, Palm Beach Gardens, Florida, USA, n=16 / MKII, Nobel Biocare, Zürich, Schweiz, n=6) verschiedener Längen (7-20 mm) und Durchmesser (3,25-6 mm) zur Anwendung.

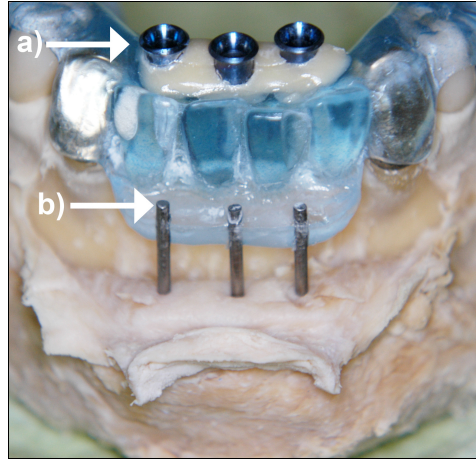


Abb. 16: Bohrschablone

Zur Bohrschablone umfunktionierte Röntgenschablone: In ihrer Position korrigierte Titanhülsen (Pfeil a), dazugehörige Referenzpins (Pfeil b).

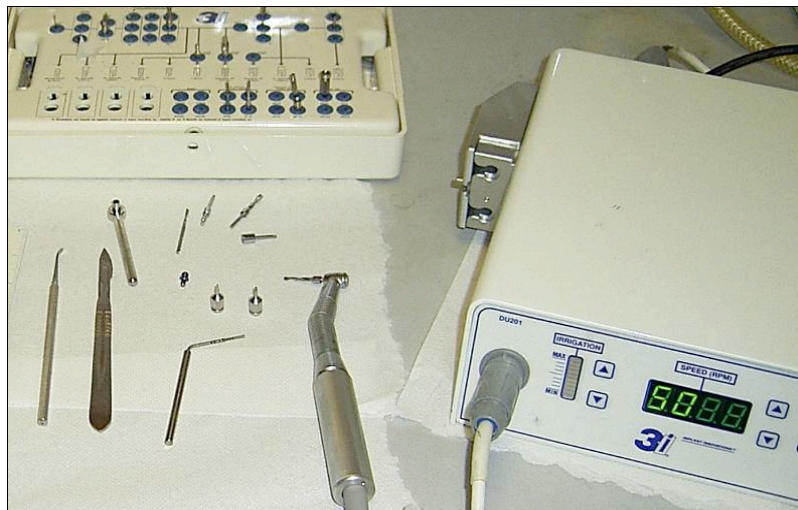


Abb. 17: Chirurgie-Set mit Motor

Motor mit dazugehörigem implantatchirurgischem Instrumentarium.



Abb. 18: Präparat mit Implantaten (z.T. mit Deckschrauben).

Zu erkennen ist die deutliche Knochenniveaureduktion zur Schaffung eines ausreichenden Plateaus.

2.2.6 Postoperative Bestimmung der Implantatposition

Nach der Implantation wurden erneut CT- und DVT-Aufnahmen erstellt. Diese wurden für jedes Präparat in der der Planungsaufnahme entsprechenden Positionierung und Einstellung angefertigt. Die Datensätze der Planungsaufnahme und die postoperativen Datensätze ließen sich mittels der Software VoXim® (Fusionsmodul, IVS Solutions AG, Chemnitz, Deutschland) einschließlich der Planungsdaten überlagern und somit bezüglich der geplanten und tatsächlichen Implantatpositionen vergleichen. Bei der Software handelte es sich um eine speziell für diese Fragestellung und zur besseren Auswertbarkeit der Daten vom Hersteller angepasste Version der Software. Die in die Kiefer inserierten Pins dienten bei der Überlagerung als Referenzpunkte und Kontrollhilfe für die exakte Bildüberlagerung (Abb. 19). Für die Vermessung wurde nach erfolgter Überlagerung der Datensätze pro Implantat ein eigenes Koordinatensystem definiert. Dessen Zentrum lag im Zentrum des geplanten Implantates, so dass die z-Achse der Implantatachse entsprach. Die Horizontalebene des Koordinatensystems lag auf Höhe der geplanten Implantatplattform. Die Sagittalebene wurde senkrecht zum Kieferverlauf ausgerichtet. Im nächsten Schritt wurde ein virtuelles Implantat erzeugt und entsprechend dem tatsächlich im Kiefer eingebrachten Implantat ausgerichtet. Das Schema des geplanten Implantates wurde in der

Software blau dargestellt. Das Schema des tatsächlichen Implantates wurde rot dargestellt. Dabei erfasste die Software die Abstände automatisch und ermittelte diese für den Bereich der Implantatplattform (Abb. 20, Pfeil a) und der Implantatspitze (Abb. 20, Pfeil b). Hierbei wurden sowohl der jeweilige 3D-Gesamtvektor als auch die Einzelkomponenten der drei Raumebenen, also der räumliche Versatz in mesio-distaler und vestibulo-oraler Richtung und in der Eindringtiefe, erfasst. Ebenfalls wurde die Abweichung in der Achsneigung von geplantem zu gesetztem Implantat ermittelt (Vektorwinkel). Die Werte wurden nicht in der grafischen Darstellung angezeigt, sondern in eine separate Tabelle automatisiert eingefügt. Die Positionsabweichung wurde zusätzlich als 3D-Modell dargestellt (Abb. 20, rechtes, unteres Bildviertel).

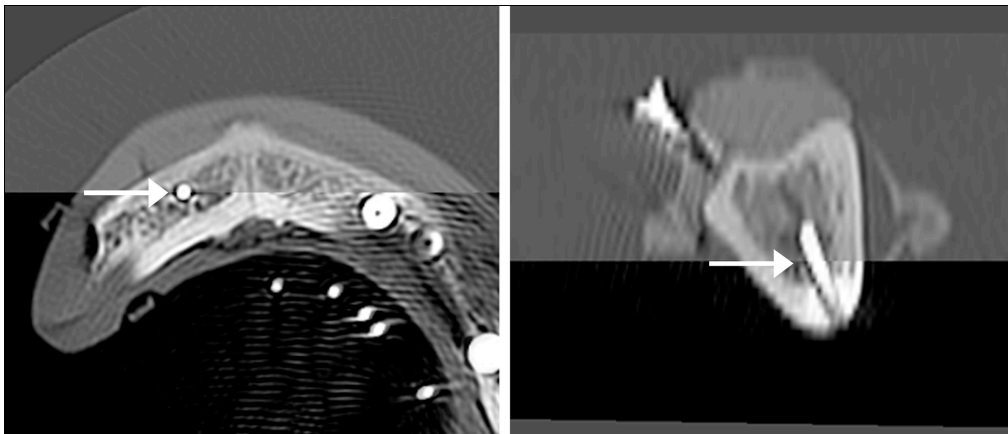


Abb. 19: Überlagerung der Planungs- und Kontrollaufnahme mit der Software VoXim® (IVS Solutions AG Chemnitz).

Planungsaufnahme (oberer, hellerer Bildanteil) und Kontrollaufnahme (unterer, dunklerer Bildanteil) werden in allen drei Raumebenen exakt überlagert. Anhand von Knochenkonturen und den im Präparat fixierten Referenzpins (Pfeile) wird die Überlagerung kontrolliert.

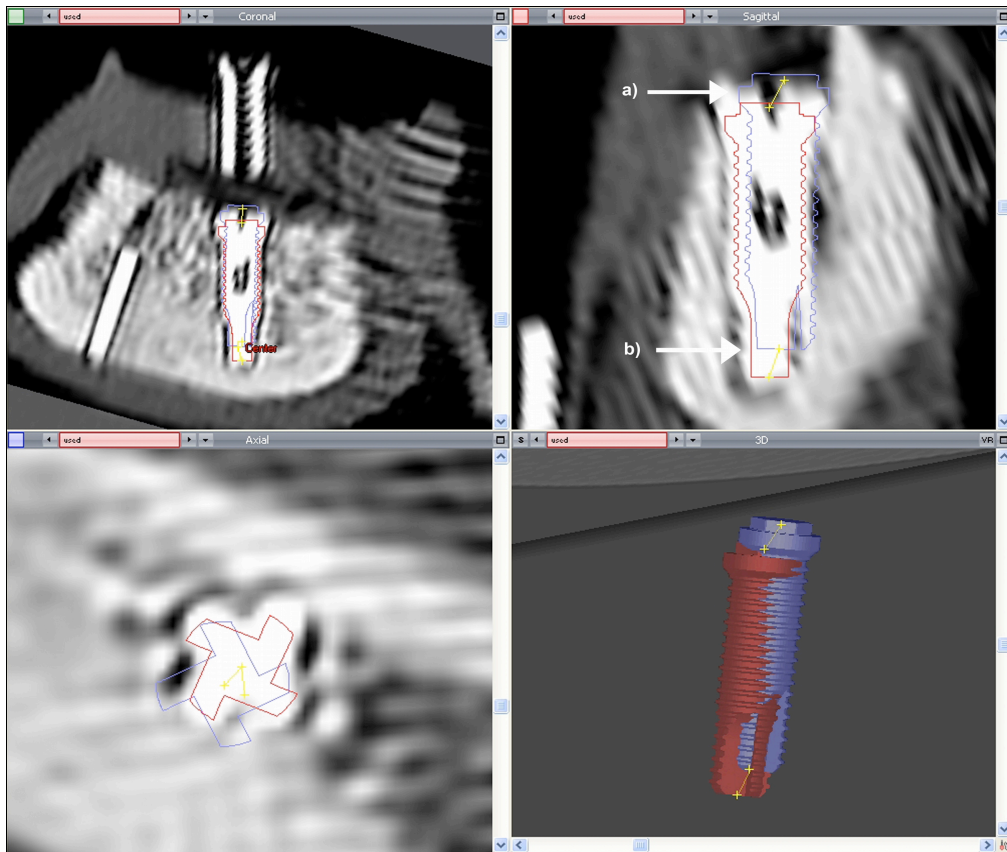


Abb. 20: Ermittlung der Positionsabweichung mit der Software VoXim® (IVS Solutions AG Chemnitz).

Das Schema des geplanten Implantates wird blau dargestellt. Das Schema des tatsächlichen Implantates wird rot dargestellt. Die Werte für den Bereich der Implantatplattform (Pfeil a), der Implantatspitze (Pfeil b) sowie der Vektorwinkel werden ermittelt. Diese werden nicht in der grafischen Darstellung angezeigt, sondern in eine separate Tabelle automatisiert eingefügt. Die Positionsabweichung wird zusätzlich als 3D-Modell dargestellt (rechtes, unteres Bildviertel).

2.3 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der gesamten Messergebnisse wurde mit der Software SPSS (Version 15.0 Chicago, IL, USA) durchgeführt. Zur Beschreibung der quantitativen Ergebnisse wurde der arithmetische Mittelwert (\bar{x}) als Lageparameter der Verteilung gewählt. Für das Streuungsmaß wurde die

Standardabweichung (SD) angegeben, als Maß dafür, wie weit die jeweiligen Werte um den Mittelwert (Durchschnitt) streuen. Folgende Formeln wurden dabei

verwendet: Mittelwert $\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n x_j$ Standardabweichung $sd = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$

Zum Überprüfen von wissenschaftlichen Vermutungen werden statistische Hypothesen aufgestellt. Sie sind bei Gruppenvergleichen meist so formuliert, dass das Ziel des Anwenders das Ablehnen der Hypothese ist. Als Signifikanzniveau (Fehler 1. Art, Fehlerwahrscheinlichkeit oder p-Wert) wird diejenige Wahrscheinlichkeit bezeichnet, mit der man irrtümlich eine richtige Hypothese ablehnt. Will man einen geringen Fehler beim Ablehnen der Hypothese machen, so sollte diese Wahrscheinlichkeit klein sein, übliche Schranken sind $\alpha=0,05$ und $\alpha=0,01$. In dieser Arbeit wurde mit dem Signifikanzniveau von 5% gearbeitet.

Da bei den meisten Testverfahren vorausgesetzt wird, dass die Daten normalverteilt sind, wurde diese Voraussetzung als erste mit dem von Lilliefors modifizierten Kolmogorov-Smirnov-Test geprüft.

Je nachdem, ob die Hypothese der Normalverteilung der Daten angenommen wird oder nicht, können parametrische Tests oder nicht-parametrische (Rang-) Tests durchgeführt werden.

Die in dieser Arbeit verwendeten metrischen Variablen sind normalverteilt. Es kommen ergo varianzanalytische Verfahren zum Testen von Hypothesen zur Verwendung.

Die Bestimmung des Signifikanzniveaus erfolgte dabei mit den t-Tests für unabhängige und für Ein-Stichproben. Im Ergebnisteil werden kurz die Tests genannt und die p-Werte ausgedruckt. Testentscheidungen mit p-Werten zwischen 0,05 und 0,01 werden als signifikant bezeichnet, Werte kleiner als 0,01 als hochsignifikant.

3 Ergebnisse

3.1 Ergebnisse der 3D-Gesamtabweichung

Es wurde die Hypothese aufgestellt, dass die Abweichungen unter 2mm liegen und sich somit innerhalb eines entsprechend einzuplanenden und einzuhaltenden Sicherheitsabstandes befinden.

Messort	Mittelwert	Std.abw.	95%-CI	p-Wert*
Plattform	1,32	0,56	[1,074; 1,571]	<0,0005
Spitze	1,59	0,67	[1,288; 1,884]	0,009

Tab. 3: * p-Wert des einseitigen T-Tests auf Unterschiede zum Mittelwert $\mu=2$. Beide (Mittel-) Werte sind hochsignifikant unterschiedlich vom Wert 2.

Die mittlere Gesamtabweichung betrug an der Implantatplattform 1,32 mm \pm 0,56 bzw. an der Implantatspitze 1,59 mm \pm 0,67, und die mittlere Abweichung der Implantatachsen zwischen geplanter und tatsächlicher Ausrichtung der Implantate 5,69° \pm 3,1 (Abb. 21). Die Hypothese kann damit angenommen werden. Die Bohrungen befinden sich im Mittel in allen Bereichen innerhalb des einzuplanenden und einzuhaltenden Sicherheitsabstandes von 2mm.

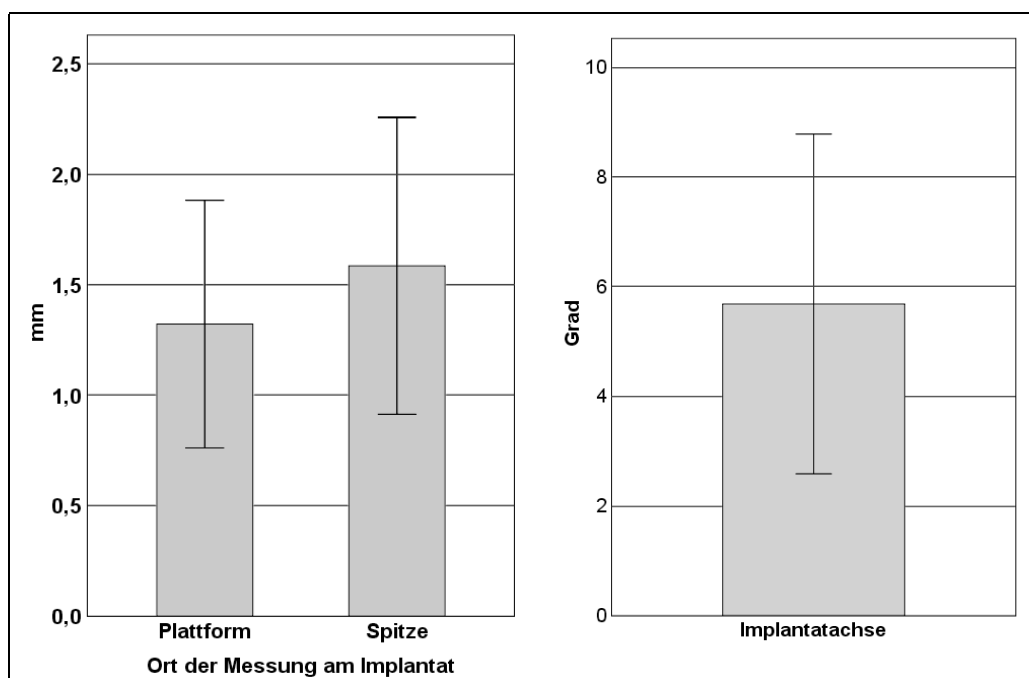


Abb. 21: Ergebnisse der 3D-Gesamtabweichungen

Dargestellt werden die mittlere Gesamtabweichungen mit Standardabweichungen gemessen im Implantatzentrum auf Höhe der Implantatplattform und der Implantatspitze sowie als Winkelabweichung zwischen geplanter und tatsächlicher Implantatachse (n=22).

3.2 Mittlere Abweichungen in den drei Raumebenen

Es wurde die Hypothese aufgestellt, dass die Eindringtiefe überwiegenden Anteil an der Gesamtabweichung hat, da diese bei dem angewandten Verfahren nicht direkt durch die Schablone selbst vorgegeben wurde.

Messort	Mittelwert*	Std.abw.	95%-CI	p-Wert**
Plattform	0,47	0,36	[0,32; 0,63]	0,080
Spitze	0,44	0,4	[0,26; 0,61]	0,252

Tab. 4: * Quadrierter Anteil des Z-Wertes am Gesamtvektor [z.B. (base Z/base 3D)²]
 ** p-Wert des einseitigen T-Tests auf Unterschiede zum Mittelwert $\mu=1/3$. Beide (Mittel-) Werte sind nicht signifikant unterschiedlich vom Wert 1/3.

Die Überprüfung des Ausmaßes des Anteils der Eindringtiefe an der Gesamtabweichung ergab, dass die Eindringtiefe keinen überwiegenden Anteil hat (Tab. 4). Ihr Anteil an der Gesamtabweichung in allen drei Raumebenen ist am größten, jedoch nicht signifikant höher als ein Drittel und liegt somit in etwa in der Größenordnung der Abweichung in vestibulo-oraler und mesio-distaler Richtung (Abb. 22). Man kann also davon ausgehen, dass im Durchschnitt nicht mehr als ein Drittel des Betrages der Gesamtabweichung auf die nicht über die Schablone direkt definierte Eindringtiefe zurückzuführen ist. Die Hypothese muss verworfen werden.

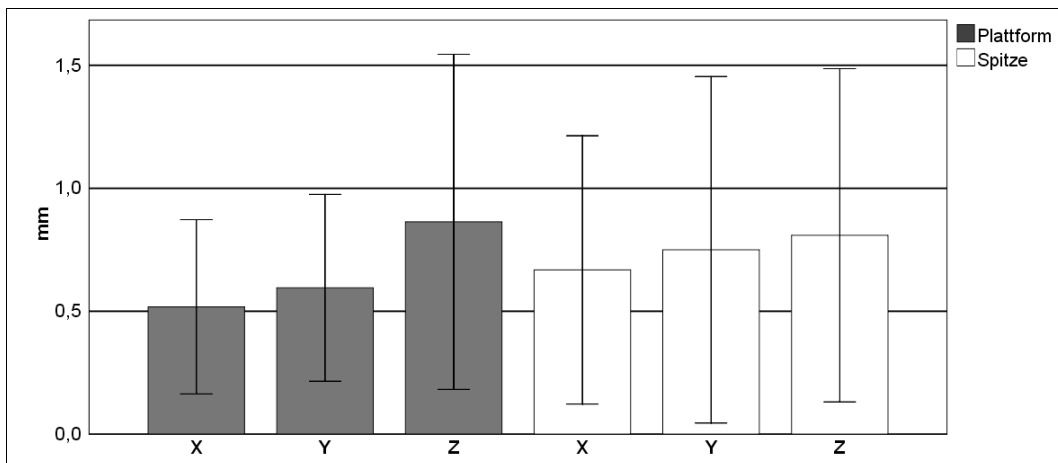


Abb. 22: Ergebnisse der Abweichungen der einzelnen Raumebenen

Mittlere Abweichungen und Standardabweichungen separat gemessen in mesio-distaler (X-Achse) und vestibulo-oraler (Y-Achse) Richtung an Implantatplattform und Implantatspitze sowie in der Eindringtiefe (Z-Achse, n=22).

3.3 Ergebnisse der 3D-Gesamtabweichungen abhängig vom radiologischen Aufnahmeverfahren

Es wurde die Hypothese aufgestellt, dass die mittleren Gesamtabweichungen bei der Verwendung von DVT- und CT-Daten in etwa gleich sein sollten.

Messort	MW \pm Std.abw CT (n=15)	MW \pm Std.abw DVT (n=7)	p-Wert*
Plattform	1,27mm \pm 0,59	1,44mm \pm 0,52	0,506
Spitze	1,54mm \pm 0,73	1,69mm \pm 0,57	0,647

Tab. 5: * p-Wert des T-Tests auf Gruppenunterschiede im Mittelwert. Bei beiden Parametern kann kein signifikanter Mittelwertunterschied beobachtet werden.

Beim Vergleich der beiden Röntgenverfahren DVT und CT lag kein signifikanter Unterschied vor. Die mittleren Gesamtabweichungen betrugen bei Verwendung von CT-Daten an der Implantatplattform 1,27 mm \pm 0,59 und an der Implantatspitze 1,54 mm \pm 0,73, die Winkelabweichung $5,51^\circ \pm 2,08$. Bei DVT-Daten als Planungsgrundlage betrugen die mittleren Abweichungen an der Implantatplattform 1,44 mm \pm 0,52, an der Implantatspitze 1,69 mm \pm 0,57, die Winkelabweichung $6,07^\circ \pm 4,82$ (Tab. 5, Abb. 23). Die Hypothese kann damit angenommen werden.

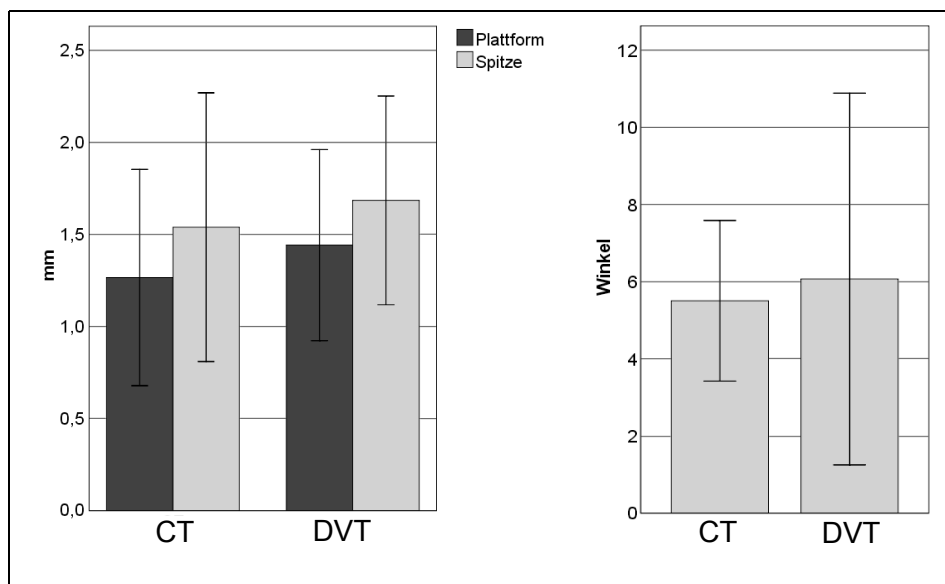


Abb. 23: Abweichungen nach CT- und DVT-Verwendung unterschieden

Mittlere Gesamtabweichungen gemessen an Implantatplattform und Implantatspitze sowie als Winkelabweichungen zwischen geplanter und tatsächlicher Implantatachse in Abhängigkeit des verwendeten radiologischen Aufnahmeverfahrens CT (n=15) und DVT (n=7).

3.4 Ergebnisse der Abweichungen abhängig von einer Hülßenänderung

Es wurde die Hypothese aufgestellt, dass die Abweichung bei Hülßen mit veränderter Position nach Sichtung in den 3D-Planungsaufnahmen größer ausfällt gegenüber Hülßen, welche unverändert verwendet werden konnten. Es wurde vermutet, dass eine Umpositionierung der Hülse mit einer für das Gesamtergebnis messbaren Ungenauigkeit behaftet ist.

Messort	MW \pm SD korr.(n=15)	MW \pm SD unverändert (n=7)	p-Wert*
Plattform	1,29mm \pm 0,56	1,39 \pm 0,61	0,728
Spitze	1,50mm \pm 0,72	1,77 \pm 0,57	0,391

Tab. 6: * p-Wert des T-Tests auf Gruppenunterschiede im Mittelwert. Bei beiden Parametern kann kein signifikanter Mittelwertunterschied beobachtet werden.

Die Positionskorrektur einer Hülse mit dem 5-Achs-Fräsgerät AME 5 bei der Umarbeitung der Röntgenschablone zu einer Bohrschablone hat keinen signifikanten Einfluss auf die Genauigkeit der Planungsumsetzung. Die mittleren Gesamtabweichungen betrugen bei Verwendung von unkorrigierten Hülßen an der Implantatplattform 1,39mm \pm 0,61 und an der Implantatspitze 1,77mm \pm 0,57 und in der Winkelabweichung von 5,39° \pm 2,74. Bei Bohrungen mittels in ihrer Position korrigierter Hülßen betrugen die mittleren Abweichungen an der Implantatplattform 1,29 mm \pm 0,56, an der Implantatspitze 1,50 mm \pm 0,72 und in der Winkelabweichung 5,93° \pm 3,33. (Tab. 6, Abb. 24). Die Hypothese muss verworfen werden.

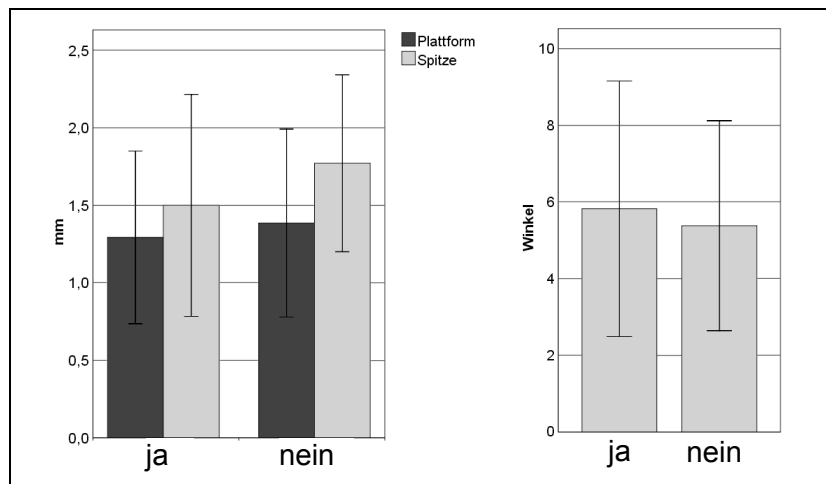


Abb. 24: Abweichungen nach erfolgter Hülßenänderung unterschieden

Mittlere Gesamtabweichungen und Standardabweichungen gemessen an Implantatplattform und Implantatspitze sowie als Winkelabweichungen zwischen geplanter und tatsächlicher Implantatachse in Abhängigkeit einer vorgenommenen Änderung (ja, n=15) oder Belassung (nein, n=7) der Hülßenposition.

3.5 Ergebnisse der Abweichungen abhängig von der Art der Schablonenlagerung

Es wurde die Hypothese aufgestellt, dass bei Präparat 2 und 6 geringere Abweichungen auftreten, da bei diesen eine zahn-getragene Schablonenlagerung möglich war.

Messort	MW \pm Std.abw Präp. 2,6 (n=5)	MW \pm Std.abw and. Präparate (n=17)	p-Wert*
Plattform	1,58mm \pm 0,55	1,25mm \pm 0,56	0,253
Spitze	1,86mm \pm 0,50	1,51mm \pm 0,71	0,312

Tab. 7: * p-Wert des T-Tests auf Gruppenunterschiede im Mittelwert. Bei beiden Parametern kann kein signifikanter Mittelwertunterschied beobachtet werden.

Eine dentale Abstützung zeigt in dieser Studie keine signifikante Erhöhung der Positionierungsgenauigkeit. Die mittleren Abweichungen bei dental abgestützten Schablonen sind sogar noch größer als bei den schleimhautgestützten Schablonen (Tab. 7). Die mittleren Gesamtabweichungen betrugen bei dentaler Abstützung an der Implantatplattform 1,58 mm \pm 0,55 und an der Implantatspitze 1,86 mm \pm 0,50 bzw. $3,58^\circ \pm 2,77$ in der Abweichung der Achsneigungen. Bei schleimhautgestützten Schablonen betrugen die mittleren Abweichungen an der Implantatplattform 1,25 mm \pm 0,56, an der Implantatspitze 1,51 mm \pm 0,71 bzw. $6,31^\circ \pm 2,98$ in der Abweichung der Achsneigungen (Abb. 25). Die Hypothese muss verworfen werden.

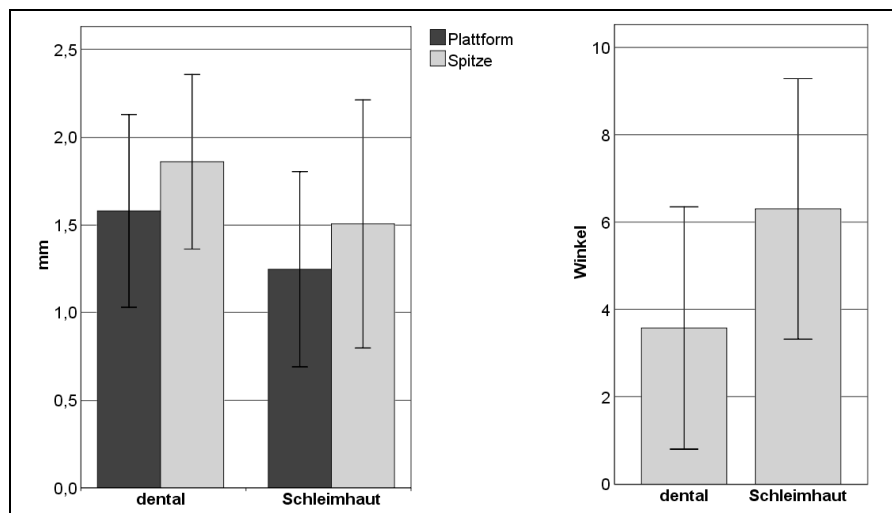


Abb. 25: Abweichungen nach Lagerungsart unterschieden

Mittlere Gesamtabweichungen und Standardabweichungen gemessen an Implantatplattform und Implantatspitze sowie als Winkelabweichungen zwischen geplanter und tatsächlicher Implantatachse in Abhängigkeit der Lagerung der Schablone auf Zähnen (dental, n=5) und Schleimhaut (Schleimhaut, n=17).

3.6 Schablonen-individuelle Abweichungen

Betrachtet man die einzelnen Präparate bzw. Schablonen, so ist festzustellen, dass sich die mittleren Abweichungen einer einzelnen Schablone annähernd ähneln. Lediglich Schablone 2 zeigt auf Plattformhöhe mit durchschnittlich $1,73\text{mm} \pm 0,70$ (Abb. 26) und Schablone 1 an der Implantatspitze mit $2,15\text{ mm} \pm 0,47$ (Abb. 27) eine höhere Abweichung als die übrigen Schablonen. Die größte durchschnittliche Abweichung in der Achsneigung zeigt Präparat 4 mit $12,3^\circ$ (Abb. 28).

3.6.1 Ergebnisse der 3D-Gesamtabweichungen auf Plattformhöhe

Die durchschnittliche 3D-Gesamtabweichung von geplanter Implantatposition zu tatsächlicher Implantatposition gemessen auf Plattformhöhe beträgt:

bei Schablone	1:	$1,30\text{ mm} \pm 0,85$ (n=4)
bei Schablone	2:	$1,73\text{ mm} \pm 0,70$ (n=3)
bei Schablone	3:	$1,22\text{ mm} \pm 0,71$ (n=6)
bei Schablone	4:	$1,10\text{ mm} \pm 0,28$ (n=2)
bei Schablone	5:	$1,30\text{ mm} \pm 0,19$ (n=5)
bei Schablone	6:	$1,35\text{ mm} \pm 0,21$ (n=2)

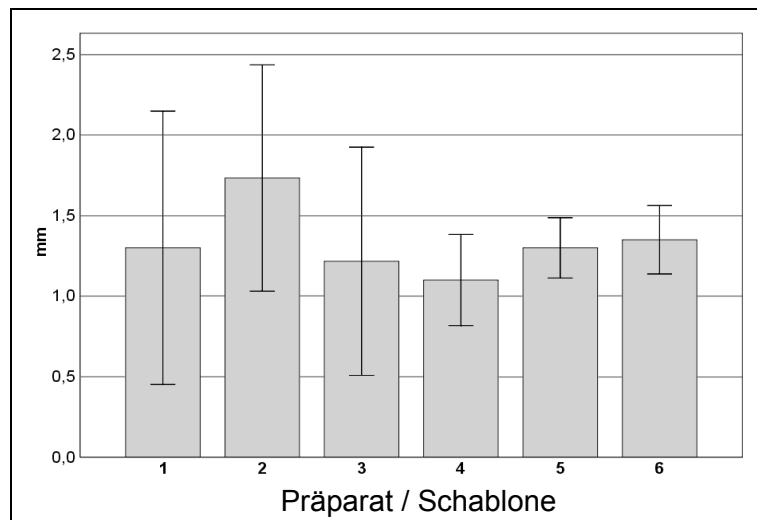


Abb. 26: Abweichungen innerhalb einer Schablone (Implantatplattform)

Mittlere Gesamtabweichungen und Standardabweichungen gemessen auf Implantatplattformhöhe unterschieden nach den einzelnen Schablonen 1 bis 6 (Implantate pro Schablone: 1: n=4, 2: n=3, 3: n=6, 4: n=2, 5: n=5, 6: n=2).

3.6.2 Ergebnisse der 3D-Gesamtabweichungen an der Implantatspitze

Die durchschnittliche 3D-Gesamtabweichung von geplanter Implantatposition zu tatsächlicher Implantatposition gemessen an der Implantatspitze beträgt:

bei Schablone	1:	2,15 mm \pm 0,47 (n=4)
bei Schablone	2:	1,80 mm \pm 0,60 (n=3)
bei Schablone	3:	1,35 mm \pm 0,81 (n=6)
bei Schablone	4:	1,25 mm \pm 0,64 (n=2)
bei Schablone	5:	1,28 mm \pm 0,60 (n=5)
bei Schablone	6:	1,95 mm \pm 0,5 (n=2)

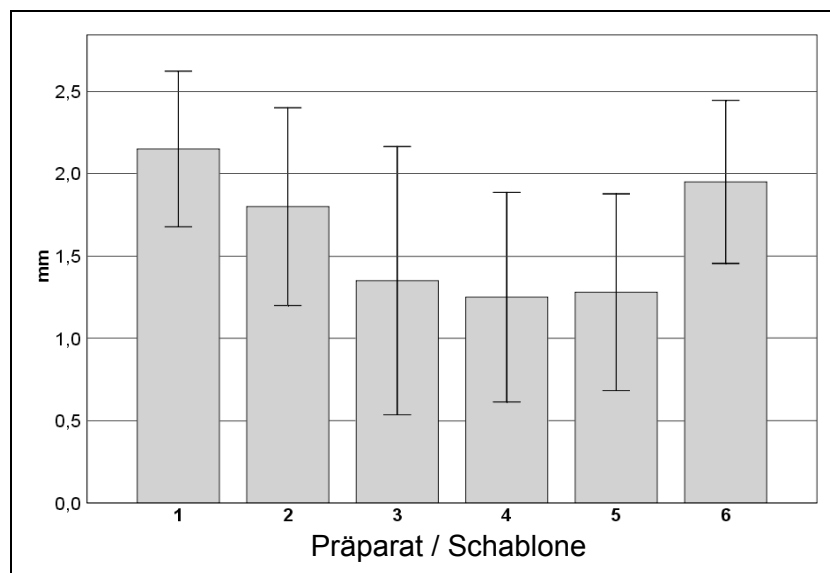


Abb. 27: Abweichungen innerhalb einer Schablone (Implantatspitze)

Mittlere Gesamtabweichungen und Standardabweichungen gemessen an der Implantatspitze unterschieden nach den einzelnen Schablonen 1 bis 6 (Implantate pro Schablone: 1: n=4, 2: n=3, 3: n=6, 4: n=2, 5: n=5, 6: n=2).

3.6.3 Ergebnisse der Winkelabweichungen von geplanter und tatsächlicher Implantatachse

Die durchschnittliche Winkelabweichung von geplantem Implantat zu tatsächlichem Implantat beträgt:

bei Schablone	1:	$5,95^\circ \pm 1,29^\circ$ (n=4)
bei Schablone	2:	$3,40^\circ \pm 2,96^\circ$ (n=3)
bei Schablone	3:	$5,85^\circ \pm 2,74^\circ$ (n=6)
bei Schablone	4:	$12,3^\circ \pm 0^\circ$ (n=2)
bei Schablone	5:	$4,74^\circ \pm 1,85^\circ$ (n=5)
bei Schablone	6:	$3,85^\circ \pm 3,61^\circ$ (n=2)

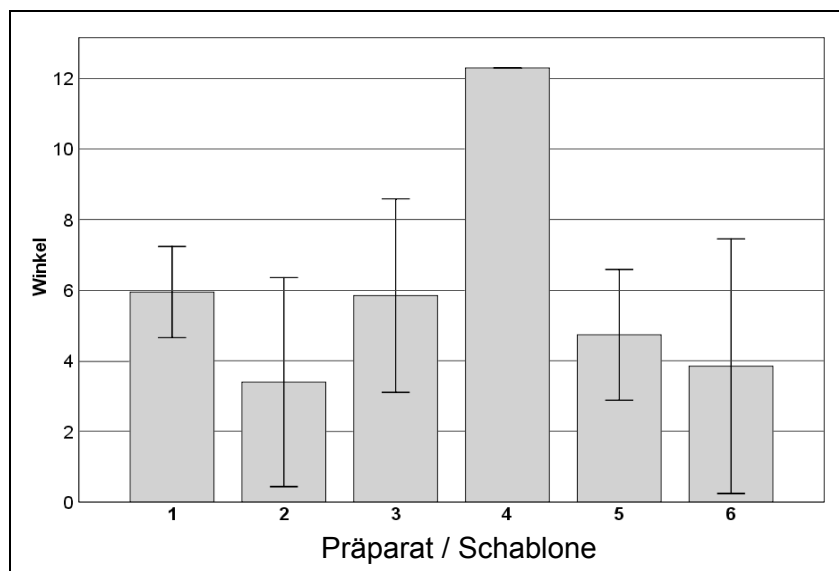


Abb. 28: Abweichungen innerhalb einer Schablone (Winkelabweichung)

Mittlere Gesamtabweichungen und Standardabweichungen der Implantatachse unterschieden nach den einzelnen Schablonen 1 bis 6 (Implantate pro Schablone: 1: n=4, 2: n=3, 3: n=6, 4: n=2, 5: n=5, 6: n=2).

3.7 Klassifizierte Darstellung der Abweichungsverteilung

Stellt man sich die Abweichungen auf Plattformhöhe, an Implantatspitze und in der Achsneigung mittels einer Klassifizierung dar, lässt sich besser erkennen wie groß die tatsächlichen Abweichungen bezogen auf die Implantatanzahl (n=22) sind.

So liegt auf Plattformhöhe die Mehrzahl der Abweichungen zwischen 1,1mm und 1,5mm (n=9) bzw. bei 73% der Implantate ist die Abweichung gleich bzw. kleiner 1,5 mm (Tab. 8, Abb. 29).

Klassengrenzen (mm)	absolute Häufigkeit	relative Häufigkeit
0 - 0,5	2	0,09
0,6 - 1,0	5	0,22
1,1 - 1,5	9	0,41
1,6 - 2,0	3	0,14
2,1 - 2,5	3	0,14

Tab. 8: Abweichungsklassen bezogen auf die Plattformhöhe

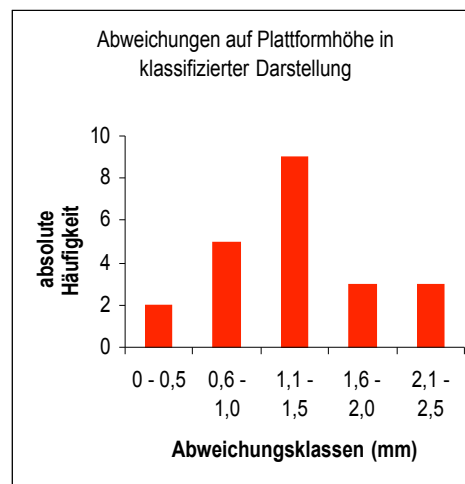


Abb. 29: Abweichungsklassen bezogen auf die Plattformhöhe

An der Implantatspitze hingegen fallen die Abweichungen größer aus. Nur noch bei 10 von 22 Implantaten ist die Abweichungen gleich oder kleiner 1,5mm bzw. bei 15 von 22 Implantaten gleich oder kleiner 2mm (Tab. 9, Abb. 30).

Ergebnisse

Klassengrenzen (mm)	absolute Häufigkeit	relative Häufigkeit
0 - 0,5	1	0,05
0,6 - 1,0	5	0,22
1,1 - 1,5	4	0,18
1,6 - 2,0	5	0,23
2,1 - 2,5	7	0,32

Tab. 9: Abweichungsklassen bezogen auf die Implantatspitze

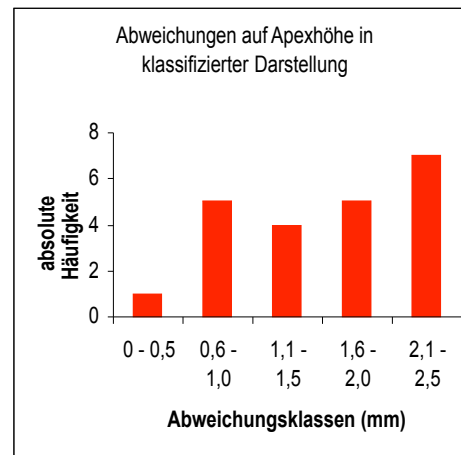


Abb. 30: Abweichungsklassen bezogen auf die Implantatspitze

Betrachtet man die Abweichungen in der Achsneigung so liegen die meisten Abweichungen im Bereich zwischen 6° und 9° (Tab. 10, Abb. 31).

Klassengrenzen (Winkelgrade)	absolute Häufigkeit	relative Häufigkeit
0 - 2,9	4	0,18
3 - 5,9	7	0,32
6 - 8,9	8	0,36
9 - 11,9	1	0,05
12,0 - 15,0	2	0,09

Tab. 10: Abweichungsklassen bezogen auf die Implantatachse

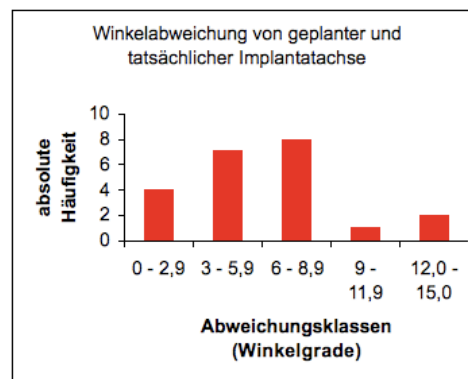


Abb. 31: Abweichungsklassen bezogen auf Implantatachse

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Methode

In der vorliegenden Studie wurde die Genauigkeit der Umsetzung einer auf CT- und DVT-Daten basierenden, dreidimensionalen, nach sowohl prothetischen als auch anatomischen Gesichtspunkten bestimmten Implantatplanung untersucht. Die Durchführung dieser in-vitro Studie erfolgte an nativen, humanen Unterkieferpräparaten. Die nativen, nicht mazerierten Oberflächen simulierten hierbei eine möglichst wirklichkeitsgetreue Schablonenauflage. Eine Untersuchung an lebenden Probanden hätte einer zusätzlichen postoperativen tomographischen Bildgebung bedurft. Aus strahlenhygienischen Gründen war diese zweite Untersuchung nur zum Zwecke der Studie nicht zu rechtfertigen, eine Untersuchung am lebenden Probanden kam daher nicht in Frage.

Zur Verwendung kamen in dieser Studie herkömmliche Implantate der Firma 3i und Nobel Biocare (Osseotite®, BIOMET 3i, Palm Beach Gardens, Florida, USA, n=16 / MKII, Nobel Biocare, Zürich, Schweiz, n=6), welche nach dem Herstellerprotokoll mit Hilfe der beschriebenen Bohrschablonen inseriert wurden. Die konventionelle Implantatplanung bedient sich neben der diagnostischen Zahnaufstellung auf Situations- bzw. Planungsmodellen ausschließlich der zweidimensionalen Bildgebung. Dies bedeutet zumeist die Anfertigung einer Röntgenschablone nach Vorgabe der diagnostischen Zahnaufstellung. Die Modellplanung lässt jedoch keine Rückschlüsse auf die unter der Schleimhaut befindliche Knochenmorphologie zu. Diese Information könnte zwar durch ein sogenanntes bone-sounding, einer Schleimhautdickenmessung, durch Übertragung derer auf ein entsprechendes Sägemodell teilweise ergänzt werden, doch sind diese Werte nur im Bereich befestigter Schleimhaut verlässlich. Eine nach diesen Gesichtspunkten geplante Röntgenschablone ist an der Position der geplanten Implantate mit Metallstiften, -Hülsen oder -kugeln versehen, welche dann in einer Panoramaschichtaufnahme kontrolliert werden. Diese Aufnahmetechnik beinhaltet jedoch keinerlei Information über die Transversale und ist mit zum Teil erheblichen Verzerrungen behaftet (Hassfeld et al. 2000), so dass exakte Aussagen über die Lage von anatomisch wichtigen Strukturen wie den

Kieferhöhlen oder Nerven sowie das Knochenangebot in der Transversalen bezüglich eines geplanten Bohrkanales nicht getroffen werden können.

Stellt sich dann intraoperativ eine notwendige Änderung der Implantatausrichtung dar, so kann diese nur manuell ohne exaktes Wissen über den Bezug zur erwarteten okklusalen Belastungsrichtung erfolgen.

Die nicht-parallele Ausrichtung von mehreren Implantaten bzw. eine nicht axiale Belastung von Implantaten kann jedoch den Langzeiterfolg einer Implantation gefährden (Arfai und Kiat-Amnuay 2007). Für jeden Millimeter Versatz der okklusalen Belastung weg vom Implantatzentrum wächst die Drehmomentbelastung um ca. 15%, so dass ein Implantat möglichst im Zentrum der Kaubelastung der späteren Restauration stehen sollte (Choi et al. 2004). In einer Studie von Walton et al. führen Neigungen von mehr als 6° in lingualer und 6,5° in fazialer Richtung zu einer signifikant höheren Reparaturanfälligkeit bei implantatgetragenen Overdenture-Prothesen (Walton et al. 2001). Okklusale Überbelastung gilt als Grund für Implantatverlust und sollte daher vermieden werden (Lindquist et al. 1988).

In der Implantologie haben sich daher computergestützte Planungsverfahren als ein verlässliches Werkzeug in der präimplantologischen Diagnostik bewährt (Verstreken et al. 1996, Jacobs et al. 1999b, Siessegger et al. 2001, Schneider et al. 2005). Nur so kann die spätere Prothetik im Sinne eines backward planning frühzeitig in ihrer Relation zu den knöchernen anatomischen Gegebenheiten visualisiert werden. Die Verwendung von dreidimensionalen tomographischen Röntgendaten ist hierbei eine unabdingbare Notwendigkeit, da nur durch diese eine hinreichend exakte Darstellung der knöchernen Strukturen in allen drei Raumebenen gewährleistet werden kann. Um die in der Computerplanung festgelegte Implantatposition auch auf den Patienten übertragen zu können, bedarf es jedoch spezieller Verfahren.

Jede Implantation birgt die Gefahr der Verletzung benachbarter Strukturen (Goodacre et al. 1999). Die dreidimensionale Bildgebung ermöglicht es dem Behandler, anatomisch wichtige und zu schonende Strukturen wie die Kieferhöhlen, Nervverläufe oder benachbarte Zahnwurzeln zu lokalisieren.

Die in dieser Studie verwendeten Arten der dreidimensionalen, radiologischen Bildgebung sind die Computertomographie und die digitale Volumentomographie. Hinsichtlich der Qualität der Daten und der metrischen Genauigkeit ist die DVT

der CT gleichwertig oder überlegen (Kobayashi et al. 2004, Suomalainen et al. 2008). Die Güte der CT-Daten hängt dabei von der Schichtdicke und dem Schichtabstand der CT-Aufnahme ab. Kobayashi et al. untersuchten an 5 Humanunterkieferpräparaten die Abweichung von radiologischer zu klinischer Abstandsmessung im Spiral-CT und DVT (Kobayashi et al. 2004). Die Messfehler lagen bei der CT zwischen 0 und 1,11mm, bei der DVT zwischen 0,01 und 0,65mm. Haßfeld et al. ermittelten bei der computer- gestützten Vermessung von CT-Aufnahmen Fehler zwischen 0,3 und 0,5mm, wobei diese Fehler keinen wesentlichen Einfluss auf die Genauigkeit der Navigation haben sollen (Haßfeld und Mühling 2001). Bezüglich des Ergebnisses der Umsetzung der dreidimensionalen Implantatplanung unterscheidet sich auch in dieser Studie die Wertigkeit beider radiologischer Verfahren nicht voneinander. Zwar ist bei der CT bei einer Absenkung der Dosisparameter bis zu 76% immer noch eine hinreichend genaue Darstellung der knöchernen Strukturen gegeben (Hassfeld et al. 1998), hinsichtlich der Strahlenbelastung ist jedoch wie bereits in Kapitel 1.5.2 beschrieben, der digitalen Volumentomographie der Vorzug zu geben. Lediglich moderne 64-Zeiler-CT-Geräte kommen mit ihrer Strahlenbelastung hinunter in den Bereich von DVT-Geräten mit großem Aufnahmevolumen (Ludlow und Ivanovic 2008). Außerdem ist die Artefaktbildung durch Metalle bei der DVT wesentlich geringer als bei der CT. Auch beim Vorhandensein von metallischen Objekten in der Ebene des Interesses sind DVT-Aufnahmen noch befundbar und werden nicht wie im CT durch die strahlenkranzartige Artefaktbildung in ihrer Aussagekraft stark limitiert.

Um die in den dreidimensionalen radiologischen Daten der Computerplanung festgelegte Implantatposition auch auf den Patienten übertragen zu können, bedarf es jedoch spezieller Navigationsverfahren wie der Bohrschablonentechnik oder der Echtzeit-Instrumentennavigation.

Dreidimensionale, navigierte Implantationsverfahren können in dynamische und statische Verfahren eingeteilt werden (Mischkowski et al. 2006). Bei den dynamischen Verfahren handelt es sich um besagte chirurgische Navigationssysteme im eigentlichen Sinne, wobei über ein spezielles Referenzsystem der Operateur in Echtzeit die Position des Bohrers in Relation zur geplanten Implantatposition am Computerbildschirm sehen kann (Wanschitz et al. 2002). Diese Systeme sind sehr kosten-, technik- und zeitintensiv. Sie bieten jedoch den

Vorteil, während des Eingriffes volle Flexibilität und Freiheit in der Instrumentenführung zu haben.

Bei den statischen Verfahren kann man sich verschiedener Systeme von Röntgen- und Bohrschablonen bedienen (Pesun und Gardner 1995, Besimo et al. 2000, Cehereli et al. 2000, Minoretti et al. 2000, Naitoh et al. 2000). Hierbei werden die zuvor am Computer gewonnenen Informationen zur geplanten Implantatbettbohrung auf eine feste Schablone übertragen, welche mit entsprechenden, den Bohrer führenden Titanhülsen ausgestattet ist.

Diese Studie untersucht ein solches statisches Bohrschablonen-geführtes Implantationsverfahren. Dabei wird die Pilotbohrung (2mm) sowie der nächst größere Bohrer (2,3mm) durch eine dreidimensional geplante und mittels einer 5-Achs-Fräsmaschine exakt in eine Bohrschablone eingebrachte Titanhülse geführt.

In anderen Studien mit Bohrschablonen-geführten Implantationsverfahren konnte die genauere Positionierung der Implantate entsprechend der dreidimensional geplanten Position, wie im Folgenden zu lesen, bestätigt werden.

Das in dieser Studie verwendete Schablonensystem gehört zu den Systemen, bei welchen die Schablonenherstellung in einem zahntechnischen Labor erfolgt.

Demgegenüber stehen Bohrschablonen, welche in einem Produktionszentrum mittels Stereolithographie gefertigt werden. Die Genauigkeit für eine solche laserinduzierte Polymerisation von flüssigem Epoxidharz zur Herstellung von stereolithographischen Bohrschablonen wird mit 0,1 bis 0,2mm angegeben (van Steenberghe et al. 2002).

Die in dieser Studie verwendeten Schablonen waren mit Bohrhülsen mit einem Innendurchmesser von 2,35 mm bestückt. Diese führten einen Pilotbohrer mit einem Durchmesser von 2,0 mm im schneidenden Anteil und 2,3mm des Schaftes sowie einen weiteren Bohrer mit gesamtheitlich 2,3mm Durchmesser. Die initiale Führung des ersten Bohrers hatte daher Spiel. Die präzieseste Führung bei diesem Bohrer kam beim Versenken des Schaftanteils in der Hülse zum Tragen.

So stellen Choi et al. fest, dass Hüsendurchmesser, Hüslenlänge und Abstand der Hülsenunterseite zur Knochenoberfläche Einfluss auf die Genauigkeit der Implantatpositionierung haben (Choi et al. 2004).

In dieser Studie wurde des Weiteren lediglich die Pilotbohrung und ein weiterer Bohrer durch die Schablone geführt. Die Verwendung eines tube-in-tube-Hülsensystemes, welches alle verwendeten Bohrer führt, kann die Präzision der Bohrungen weiter erhöhen.

Zu bedenken ist auch, dass im Gegensatz zum vitalen Kieferknochen die Konsistenz des Knochens eines Kadavers als weicher und spröder gelten kann. Außerdem kann die Beschaffenheit der Weichgewebe nicht komplett mit der eines Patienten verglichen werden, was vor allem auf die Lagerung entsprechender Schablonen Einfluss haben kann (Van Assche et al. 2007).

Die Verwendung einer Bohrschablone gewährleistet eine genauere Positionierung der Implantate entsprechend der im CT geplanten Position. Bestätigt wird dies durch eine Vielzahl an Studien.

In einer Untersuchung von Naitoh et al. von 21 mittels CT geplanten und mit Hilfe von Bohrschablonen inserierten Implantaten an 6 Patienten erhielt dieser Abweichungen von durchschnittlich 5° (0,5 bis $14,5$, SD:3,5) bzw. $0,3\text{mm} \pm 0,6\text{mm}$ an der Eintrittsstelle (Naitho et al. 2000). Dabei wurde die Planung in den reformatierten CT-Daten ohne eine spezielle Planungssoftware vorgenommen und auf Orientierungsschablonen übertragen.

An 2 Versuchskadavern und später an 8 Patienten untersuchte van Steenberghe et al. die Genauigkeit der Implantatpositionierung unter Verwendung eines eigens entwickelten Planungssystems (LITORIM, Leuven information technology-based oral rehabilitation by means of implants). Die mittlere Abweichung am Eintrittsort betrug $0,8\text{mm} \pm 0,3$ und der Implantatspitze $0,9\text{mm} \pm 0,3$. Die Winkelabweichung betrug $1,8^\circ \pm 1,0$ (van Steenberghe et al. 2002). In 2003 untersuchte van Steenberghe die Genauigkeit stereolithographischer Bohrschablonen (SurgiGuide®, Materialise, Leuven, Belgium) für die Übertragung von dreidimensional, CT geplanten Implantaten in das menschliche Jochbein (van Steenberghe et al. 2003). Es wurden hier die präoperativen CT-Bilder mit den postoperativen verglichen, um die Abweichung zwischen den geplanten und gesetzten Implantaten zu bestimmen. Der Winkel zwischen den geplanten und gesetzten Implantaten betrug in 4 von 6 Fällen weniger als 3° . Die größte Abweichung betrug bei einem Implantat $6,9^\circ$. Am Austrittspunkt des Jochbeins betrug die Differenz in 4 von 6 Fällen weniger als 2,4mm, bei einem Implantat

2,7mm. Diese Studie bestätigt, dass beim Einsatz von längeren Implantaten in schwer zugänglichen Regionen eine Bohrschablone Vorteile bringt.

In einer in-vivo-Studie von Vrielinck et al. mit 29 Patienten, 18 Zygoma-, 6 Pterygoid- und 24 normalen Implantaten unter der Verwendung stereolithographisch hergestellter, knochengetragener und mittels Minischrauben fixierter Bohrschablonen (SurgiGuide®, Materialise, Leuven, Belgium) werden folgende Ergebnisse genannt (Vrielinck et al. 2003): Zygoma (n=18) auf Implantatplattformhöhe: $2,77\text{mm} \pm 1,6$, an der Implantatspitze: $4,46\text{mm} \pm 3,16$, Winkelabweichung: $5,14^\circ \pm 2,56$, Pterygoid: (n=6) auf Implantatplattformhöhe: $3,57\text{mm} \pm 2,99$, an der Implantatspitze: $7,77\text{mm} \pm 6,09$, Winkelabweichung: $10,18^\circ \pm 6,07$, normale Implantate (n=24): auf Implantatplattformhöhe: $1,51\text{mm} \pm 1,07$, an der Implantatspitze: $3,04\text{mm} \pm 1,74$, Winkelabweichung: $10,46^\circ \pm 5,94$.

Sarment et al. untersuchte in einer in-vitro-Studie an 5 Epoxidharz-Unterkiefern den Unterschied der tatsächlichen zur geplanten Implantatposition bei Verwendung von chirurgischen Orientierungsschablonen im Gegensatz zur Verwendung von stereolithographisch hergestellten Bohrschablonen (SurgiGuide®, Materialise, Leuven, Belgium) und ermittelte bei der Verwendung der stereolithographisch produzierten Bohrschablonen folgende Abweichungen der Bohrungen (n=25): koronal: $0,9\text{mm} \pm 0,5$, apikal: $1,0\text{mm} \pm 0,6$, Winkelabweichung: $4,5^\circ \pm 2$ (Sarment et al. 2003b).

Hoffman et al. untersuchte in einer in-vitro-Studie an 16 Kunststoff-Unterkiefern den Unterschied der tatsächlichen zur geplanten Implantatposition bei Verwendung eines Infrarot-Navigationssystemes (Vector-Visio® Compact, BrainLAB, Heimstetten, Deutschland) sowie bei Verwendung von konventionellen Orientierungsschablonen und ermittelte bei der Verwendung der Bohrschablonen-geführten Bohrungen (n=112) eine mittlere Abweichung in vestibulo-oraler und in mesio-distaler Richtung von $11,2^\circ \pm 5,6$ (Hoffmann et al. 2005).

Di Giacomo ermittelte in einer in-vivo-Studie anhand von 21 Implantaten unter Verwendung von insgesamt 6 stereolithographisch hergestellter Schablonen (SurgiGuide®, Materialise, Leuven, Belgium) und CT-Aufnahmen eine durchschnittliche Abweichung von $7,25^\circ \pm 2,67$ bzw. koronal $1,45\text{mm} \pm 1,42$ und apikal $2,99\text{mm} \pm 1,77$ (Di Giacomo et al. 2005).

In einer in-vitro-Studie von Valente et al. an Epoxidharz-Unterkiefern mit 10 Implantatbettbohrungen wurde die Genauigkeit der Bohrungen mittels drei nach

vorausgegangener CT-Planung stereolithographisch hergestellter Bohrschablonen mit Hülsen aufsteigenden Durchmessers (SurgiGuide®, Materialise, Leuven, Belgium) berechnet (Valente et al. 2006). Valente ermittelte eine durchschnittliche Abweichung am Implantatkopf von 0,84mm bzw. in vestibulo-oraler Richtung 4°19' und mesio-distaler Richtung 2°10'.

In einer in-vitro-Studie an 4 Humanpräparaten und insgesamt 12 Implantaten bestimmte Van Assche et al. unter Verwendung stereolithographisch hergestellter Bohrschablonen (NobelGuide®, Nobel Biocare, Göteborg, Schweden) auf Basis volumetomographischer Daten (3D Accuitomo FPD®, J.Morita, Kyoto, Japan) eine durchschnittliche Abweichung von $2^\circ \pm 0,8$ bzw. koronal durchschnittlich $1,1\text{mm} \pm 0,7$ und apikal $2\text{mm} \pm 0,7$ (Van Assche et al. 2007).

Die Überlagerung der postoperativen Datensätze mit den Planungsdaten erfolgte in der vorliegenden Studie mit einer speziellen Software (VoXim® Skeleton, Fusionsmodul, IVS Solutions AG, Chemnitz, Deutschland), welche vor allem in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie verwendet wird. Somit wurde ein klinisch valides Werkzeug verwendet. Um die Güte der Überlagerung der Datensätze zu erhöhen und zu überprüfen, wurden zusätzliche Referenzpins in die Kiefer eingebracht. Die Ausrichtung von prä- und entsprechendem postoperativen Datensatz war daher nicht nur anhand der knöchernen Konturen, sondern auch zusätzlich mittels der Referenzpins möglich.

Die Vermessung innerhalb der fusionierten Datensätze erfolgte auf Grund der in den DICOM-Daten enthaltenen Metadaten zur Auflösung und Metrik des Bildes metrisch exakt. Die Positionierung der Messpunkte an den gesetzten Implantaten erfolgte in der Form, dass diese durch ein formkongruentes virtuelles Implantat manuell überlagert wurden. Somit konnte auch bei leicht diffuser Erscheinung von Implantatkonturen im Röntgenbild das Zentrum des Implantates sehr gut gemittelt und bezüglich der zentralen Implantatachse präzise in allen Ebenen des Raumes mit einem virtuellen Implantat überlagert werden. Der weitere Schritt der Vermessung des Abstandes der Implantatachsen auf Höhe der Implantatplattform und an der Implantatspitze sowie die Abweichung der korrespondierenden Implantatachsen wurde speziell für diese Studie von den Entwicklern der Software (IVS Solutions AG, Chemnitz, Deutschland) als eigene Funktion implementiert und war auf diese Weise frei von manuellen Messfehlern. Die

Datenausgabe erfolgte vollautomatisch für jedes Implantat in einer eigenen Tabelle und getrennt nach den einzelnen Komponenten der Raumebenen, um auch die Eindringtiefe separat betrachten zu können.

Bei den in dieser Studie erhobenen Werten handelt es sich um Werte in metrischer Skalierung und Normalverteilung. Ein für die statistische Analyse solcher Werte sinnvoller Lageparameter ist der arithmetische Mittelwert, welcher in dieser Studie zur Anwendung kam.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass mit der hier verwendeten Art der Bohrschablone eine exakte Zielführung möglich ist. Die Bohrungen befinden sich im Mittel in allen Bereichen innerhalb des einzuhaltenen Sicherheitsabstandes von 2mm. Die mittlere Gesamtabweichung betrug an der Implantatplattform $1,32 \text{ mm} \pm 0,56$ bzw. an der Implantatspitze $1,59 \text{ mm} \pm 0,67$, die mittlere Abweichung der Implantatachsen zwischen geplanter und tatsächlicher Ausrichtung der Implantate betrug $5,69^\circ \pm 3,1$.

Beim Vergleich der unterschiedlichen radiologischen Aufnahmemodalitäten CT und DVT ist der DVT der Vorzug zu geben. Zum einen ist die Darstellungsqualität knöcherner Strukturen gleichwertig oder besser und die Anfälligkeit gegenüber metallischen Artefakten geringer. Dies spielt vor allem beim teilbezahnten Patienten eine große Rolle, da sich hier metallische Restaurationen, zum Beispiel metallische Stiftaufbauten, in der Ebene der Implantationsplanung befinden können. Zum anderen ist die Strahlenexposition bei der DVT erheblich geringer als bei der CT, so dass die DVT bei entsprechender Verfügbarkeit angewendet werden sollte. Beim Vergleich der beiden Röntgenverfahren DVT und CT bezüglich der Planungsumsetzung lag kein signifikanter Mittelwertunterschied vor. Die mittleren Gesamtabweichungen betrugen bei Verwendung von CT-Daten an der Implantatplattform $1,27 \text{ mm} \pm 0,59$ und an der Implantatspitze $1,54 \text{ mm} \pm 0,73$. Bei DVT-Daten als Planungsgrundlage betrugen die mittleren Abweichungen an der Implantatplattform $1,44 \text{ mm} \pm 0,52$, an der Implantatspitze $1,69 \text{ mm} \pm 0,57$.

Bei der gesonderten Betrachtung der Abweichungen in mesio-distaler und oro-vestibulärer Richtung und der Abweichung in der Eindringtiefe, ließ sich feststellen, dass die Eindringtiefe ungefähr ein Drittel des Gesamtfehlers ausmacht. Dies bedeutet jedoch gleichzeitig, dass bei zusätzlicher Verwendung von am Bohrer angebrachten Bohrstops zur exakten Festlegung der Eindringtiefe die Abweichung nochmals deutlich verringert werden könnte. Auch die Verwendung eines Hülsensystemes, welches die Bohrer aller Größen exakt führt, könnte die Genauigkeit der Planungsumsetzung erhöhen (Miyamoto et al. 1994, Minoretti et al. 2000, Choi et al. 2004).

Das in dieser Studie verwendete System zur Positionierung der Bohrhülsen in der Schablone bietet die Möglichkeit, die Hülsenpositionen gemäß der 3-dimensionalen Planung exakt auf die Schablone zu übertragen. Dies bestätigt der Vergleich von in der Schablone laut Planung korrigierten Hülsen und nicht korrekturbedürftigen Hülsen. Die Gesamtabweichungen der Planungsumsetzung unterscheiden sich nicht signifikant.

Die getrennte Untersuchung von rein schleimhautgestützter und zahngestützter Lagerung der Schablonen ergab keinen signifikanten Unterschied in den Abweichungen. Die mittleren Gesamtabweichungen betrugen bei dentaler Abstützung an der Implantatplattform $1,58 \text{ mm} \pm 0,55$ und an der Implantatspitze $1,86 \text{ mm} \pm 0,50$. Bei schleimhautgestützten Schablonen betrugen die mittleren Abweichungen an der Implantatplattform $1,25 \text{ mm} \pm 0,56$, an der Implantatspitze $1,51 \text{ mm} \pm 0,71$. Die mittleren Abweichungen bei dental abgestützten Schablonen sind sogar noch größer als bei den schleimhautgestützten Schablonen. Dies lässt sich mit einer eventuellen Kippung der Schablone in Richtung der resilienten Schleimhaut erklären. Demgegenüber würden rein schleimhautgestützte Schablonen eine allseits gleichförmige Einlagerung in die resiliente Schleimhaut erfahren.

Bei der Betrachtung der Schablonen-individuellen Abweichungen zeigen sich daher auch bei den zahngestützten Schablonen (Präparat 2 und 6) die größten Abweichungen. Gleichzeitig zeigt jedoch auch Präparat 1 maximale Abweichungen an den Implantatspitzen. Dies lässt sich gegebenenfalls auf eine Ablenkung der nachfolgenden Bohrungen an der Innenkortikalis zurückführen. Die Verwendung von Bohrerführungen für alle Bohrergrößen hätte in diesen Fällen eventuell derartige Abweichungen verhindern können.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass sich bei der dreidimensionalen Implantatplanung laborgefertigte Bohrschablonen als präzises Werkzeug zur Umsetzung einer solchen Planung einsetzen lassen. Bei der Wahl des dreidimensionalen radiologischen Aufnahmeverfahrens ist der DVT gegenüber der CT der Vorzug zu geben. Ein Sicherheitsabstand von 2mm sollte eingeplant und eingehalten werden.

5 Schlussfolgerung

Die vorliegende Studie zeigt, dass die Verwendung von im DVT und CT geplanten Bohrschablonen bei Einhaltung eines Sicherheitsabstandes von ca. 2mm (1,59mm) zu anatomisch wichtigen Strukturen eine verlässliche Möglichkeit bietet, eine dreidimensionale Planung sicher umzusetzen. Wenn zusätzlich zu den ersten beiden Bohrergrößen auch alle weiteren Bohrungen durch Hülsen geführt würden, könnte die Präzision der Bohrung erhöht werden. Gleichzeitig sollte auch die Möglichkeit eines Tiefenstops verwendet werden, da der Fehler in der Eindringtiefe ca. ein Drittel der Gesamtabweichung ausmacht.

Aus Strahlenschutzgründen muss der digitalen Volumentomographie als Aufnahmeverfahren zur Gewinnung dreidimensionaler radiologischer Daten gegenüber der Computertomographie der Vorzug gegeben werden, da sich beide Verfahren in ihrer diagnostischen Wertigkeit bei der Implantatplanung ähneln, die DVT jedoch weniger anfällig gegenüber metallischen Artefakten und mit weniger Strahlenbelastung für den Patienten behaftet ist.

6 Zusammenfassung / Summary

Zusammenfassung

Ziel dieser in-vitro Studie ist die Feststellung der Genauigkeit der Umsetzung einer dreidimensionalen, auf digitalen Volumentomographie (DVT) und Computertomographie (CT) -Daten basierenden Implantatplanung an humanen Unterkieferpräparaten unter Verwendung eines Bohrschablonensystems. Virtuelle Planung und postoperatives Ergebnis werden miteinander verglichen, um mögliche Abweichungen zu ermitteln.

22 Implantate (Osseotite®, BIOMET 3i, Palm Beach Gardens, Florida, USA, n=16 / MKII, Nobel Biocare, Zürich, Schweiz, n=6) wurden in 6 humane Unterkieferpräparate inseriert. Nach Anfertigung von CT- bzw. DVT-Aufnahmen (CT: Prospeed® SX Power, Fa. GE-Medical Systems, Solingen, Deutschland, DVT: 3DX Accuitomo®, J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japan) dienten die Hülzen der Röntgenschablone als Planungsreferenz und wurden mittels einer speziellen Fräsmaschine (AME 5®, Dental Labor Jacob GmbH, Marburg, Deutschland) entsprechend der Software-Planung (coDiagnostiX®, IVS Solutions AG, Chemnitz, Deutschland) korrigiert. Die Schablonen wurden im Anschluss als Bohrschablonen benutzt. Nach der Implantatinsertion wurden erneut CT- und DVT-Aufnahmen angefertigt, welche am PC mit einer Software (VoXim®, IVS Solutions AG, Chemnitz, Deutschland) mit den Planungsdaten dreidimensional überlagert und verglichen wurden.

Die mittleren Abweichungen betrugen bezogen auf das Niveau der Implantatplattform $1,32\text{mm} \pm 0,56$ bzw. an der Implantatspitze $1,59\text{mm} \pm 0,67$. Die mittlere Abweichung der Implantatachsen zwischen geplanter und tatsächlicher Ausrichtung der Implantate betrug $5,69^\circ \pm 3,1$.

Die Verwendung von CT- und DVT-Daten unterschieden sich nicht signifikant. Ebenso änderte eine nachträgliche Umpositionierung einer Titanhülse im Rahmen der Umarbeitung der Röntgenschablone zu einer Bohrschablone nicht signifikant die Genauigkeit der Planungsumsetzung.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass mit dem in dieser Studie verwendeten dreidimensionalen, bohrschablonengeführten Implantations-

verfahren eine ausreichende Sicherheit bei der Umsetzung der 3D-Computerplanung erzielt werden kann. Allerdings muss ein entsprechender Sicherheitsabstand von ca. 2mm zu anatomisch wichtigen Strukturen in der Planung berücksichtigt werden.

Summary

The aim of this study of native human manibles was to investigate the accuracy of three-dimensional, CT (computer tomography) and CBCT (conebeam tomography) planed positions of dental implants using special radiological and surgical templates.

The examination was carried out on 6 native human mandibles, 22 implants (Osseotite®, BIOMET 3i, Palm Beach Gardens, Florida, USA, n=16 / MKII, Nobel Biocare, Zürich, Switzerland, n=6) were placed. After acquiring the radiological image data (CT: Prospeed® SX Power, Fa. GE-Medical Systems, Solingen, Germany, DVT: 3DX Accuitomo®, J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japan) the tubes contained in the template were used as reference for planing the implant positions with a planning-software (coDiagnostiX®, IVS Solutions AG, Chemnitz, Germany). The tube position was then changed by using a special drilling machine (AME 5®, Dental Labor Jacob GmbH, Marburg, Germany) according to the plan. In this way the radiologic template was converted into a surgical template. After the insertion of the implants CT and CBCT images were acquired again and then superimposed with the planning data with a special software (VoXim®, IVS Solutions AG, Chemnitz, Germany). Variations in planed and actually implants were measured.

The mean deviations referring to the implant base was $1,32\text{mm} \pm 0,56$ and $1,59\text{mm} \pm 0,67$ at the tip of the implant. Mean deviation of implantaxis was $5,69^\circ \pm 3,1$.

The usage of CT data compared to CBCT data revealed no significant difference in accuracy of positioning implants. Accuracy of placing the tubes in the template has no significant effect on accuracy of implantpositions in this study.

Overall, the system of three-dimensional dental implantplanning and transferring to the surgical side used in this study seems to be a reliable tool. However, in order to prevent anatomical structures from damage a safe distance of about 2mm should be maintained.

7 Literaturverzeichnis

1. Akdeniz BG, Gröndahl H, Magnusson B: Accuracy of proximal caries depth measurements: comparison between limited cone beam computed tomography, storage phosphor and film radiography. *Caries Res* 2006, 40: 202-207
2. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson AR, Feldmann G, Freiberg N, Glantz PO, Kjellman O: Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol* 1988, 59: 287-296
3. Almog DM, Torrado E, Meitner SW: Fabrication of imaging and surgical guides for dental implants. *J Prosthet Dent* 2001, 85: 504-508
4. Andersson J, Svartz K: CT-scanning in the preoperative planning of osseointegrated implants in the maxilla. *Int.J.Oral Maxillofac.Surg.* 1998, 17: 33-35
5. Arai Y, Honda K, Iwai K, Shinoda K: Practical model "3DX" of limited cone-beam X-ray CT for dental use. *International Congress Series* 2001 2001, 1230: 713-718
6. Arfai NK, Kiat-Amnuay S: Radiographic and surgical guide for placement of multiple implants. *J Prosthet Dent* 2007, 97: 310-312
7. Ballanti F, Lione R, Fiaschetti V, Fanucci E, Cozza P: Low-dose CT protocol for orthodontic diagnosis. *Eur J Paediatr Dent* 2008, 9: 65-70
8. Becker CM, Kaiser DA: Surgical guide for dental implant placement. *J Prosthet Dent* 2000, 83: 248-251
9. Benjamin L: The evolution of multiplanar diagnostic imaging: predictable transfer of preoperative analysis to the surgical site. *J.Oral Implantol.* 2002, 28: 135-144
10. Besimo C, Lambrecht J, Guindy J: Accuracy of implant treatment planning utilizing template-guided reformatting computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2000, 29: 46-51
11. Bier J, Lüth T: Navigaton in der Implantologie. *Z Zahnärztl Implantol* 2005, 4: 232-237
12. Birkfellner W, Solar P, Gahleitner A, Huber K, Kainberger F, Kettenbach J, Homolka P, Diemling M, Watzek G, Bergmann H: In-vitro assessment of a registration protocol for image guided implant dentistry. *Clinical Oral Implants Research* 2001, 12: 69-78

13. BouSerhal C, Jacobs R, Quirynen M, van Steenberghe D: Imaging technique selection for the preoperative planning of oral implants: a review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002, 4: 156-172
14. Brånemark P-I, Hansson B, Adell R: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year study period. *Scand J Plast Reconstr surg* 1977, Suppl 16: 1-132
15. Cattaneo PM, Melsen B: The use of cone-beam computed tomography in an orthodontic department in between research and daily clinic. *World J Orthod* 2008, 9: 269-282
16. Cehreli M, Sahin S: Fabrication of a dual-purpose surgical template for correct labiopalatal positioning of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000, 15: 278-282
17. Choi M, Romberg E, Driscoll C: Effects of varied dimensions of surgical guides on implant angulations. *J Prosthet Dent* 2004, 92: 463-469
18. Cohnen M, Kemper J, Mobes O, Pawelzik J, Modder U: Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol* 2002, 12: 634-637
19. Danforth RA, Peck J, Hall P: Cone beam volume tomography: an imaging option for diagnosis of complex mandibular third molar anatomical relationships. *J Calif Dent Assoc* 2003, 31: 847-852
20. Di Giacomo G, Cury P, de Araujo N, Sendyk W, Sendyk C: Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. *J. Periodontol.* 2005, 76: 503-507
21. Dula K, Mini R, van der Stelt PF, Buser D: The radiographic assessment of implant patients: decision-making criteria. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001, 16: 80-89
22. Ekestubbe A, Grondahl K, Grondahl H: The use of tomography for dental implant planning. *Dentomaxillofac Radiol* 1997, 26: 206-213
23. Flores-de-Jacoby L, von der Emde M, Mengel R: Radiologisch-histologische Untersuchung artifizieller alveolärer Knochendefekte. In vitro Studie. *Dtsch Zahnärztl Z* 1997, 52: 728-734
24. Fortin T, Champleboux G, Bianchi S, Buatois H, Coudert J: Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on cone-beam CT-scan images through a robotic drilling. *Clin Oral Implants Res* 2002, 13: 651-656
25. Fuhrmann R, Bucker A, Diedrich P: Dreidimensionale Interpretation des parodontalen Knochenabbaus. *Dtsch Zahnärztl Z* 1997, 52: 112-118

26. Ganz S: Presurgical planning with CT-derived fabrication of surgical guides. J Oral Maxillofac Surg 2005, 63: 59-71
27. gao Liu D, lin Zhang W, yan Zhang Z, tang Wu Y, chen Ma X: Localization of impacted maxillary canines and observation of adjacent incisor resorption with cone-beam computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008, 105: 91-98
28. Garber DA: The esthetic dental implant: letting restoration be the guide. J Am Dent Assoc 1995, 126: 319-325
29. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K: Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1999, 81: 537-552
30. Guerrero M, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D: State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. Clin Oral Investig 2006, 10: 1-7
31. Haiter-Neto F, Wenzel A, Gotfredsen E: Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography scans compared with intraoral image modalities for detection of caries lesions. Dentomaxillofac Radiol 2008, 37: 18-22
32. Haßfeld S, Brief J, Stein W, Ziegler C, Redlich T, Raczekowsky J, Krempien R, Mühling J: Navigationsverfahren in der Implantologie - Stand der Technik und Perspektiven. Implantologie 2000, 8: 373-390
33. Hassfeld S, Mühling J: Computer assisted oral and maxillofacial surgery - a review and an assessment of technology. Int J Oral Maxillofac Surg 2001, 30: 2-13
34. Hassfeld S, Muhling J, Zoller J: Intraoperative navigation in oral and maxillofacial surgery. Int J Oral Maxillofac Surg 1995, 24: 111-119
35. Hassfeld S, Streib S, Sahl H, Stratmann U, Fehrentz D, Zöller J: Low-dose computerized tomography of the jaw bone in pre-implantation diagnosis. Limits of dose reduction and accuracy of distance measurements. Mund Kiefer Gesichtschir 1998, 2: 188-193
36. Hoffmann J, Westendorff C, Gomez-Roman G, Reinert S: Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model. Clin.Oral Implants.Res. 2005, 16: 609-614
37. Honda K, Larheim T, Johannessen S, Arai Y, Shinoda K, Westesson P: Ortho cubic super-high resolution computed tomography: a new radiographic technique with application to the temporomandibular joint. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001, 91: 239-243

38. Hussain AM, Packota G, Major PW, Flores-Mir C: Role of different imaging modalities in assessment of temporomandibular joint erosions and osteophytes: a systematic review. *Dentomaxillofac Radiol* 2008, 37: 63-71
39. Ito K, Gomi Y, Sato S, Arai Y, Shinoda K: Clinical application of a new compact CT system to assess 3-D images for the preoperative treatment planning of implants in the posterior mandible A case report. *Clin Oral Implants Res* 2001, 12: 539-542
40. Jacobs R: Preoperative radiologic planning of implant surgery in compromised patients. *Periodontol* 2000 2003, 33: 12-25
41. Jacobs R, Adriansens A, Naert I, Quirynen M, Hermans R, van Steenberghe D: Predictability of reformatted computed tomography for pre-operative planning of endosseous implant. *Dentomaxillofacial Radiology* 1999, 28: 37-41
42. Jacobs R, Adriansens A, Verstreken K, Suetens P, van Steenberghe D: Predictability of a three-dimensional planning system for oral implant surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 1999, 28: 105-111
43. Jacobs R, van Steenberghe D: Radiographic planning and assessment of endosseous oral implants. 1998, Berlin: Springer-Verlag:
44. Jend-Rossmann I, Jend HH: Anwendungsmöglichkeiten und Indikation moderner Computertomographie in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie Teil I. Allgemeine Diagnostik. *Dtsch Z Mund-Kiefer-Gesichts-Chir* 1983, 7: 346-355
45. Jervøe-Strom P-M, Schüller H, Schröter O, Frentzen M, Nolden R: Die CT-3D-Rekonstruktion als Hilfsmittel zur Diagnostik bei profunden Parodontitiden. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994, 49: 342-345
46. Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A: Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004, 19: 228-231
47. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE: Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1988, 59: 59-63
48. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Ekestubbe A, Helmrot E, Grondahl K: Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dentomaxillofac Radiol* 2008, 37: 72-79
49. Ludlow JB, Ivanovic M: Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008, 106: 106-114

50. Mengel R, Candir M, Shiratori K, Flores-de-Jacoby LF: Digital volume tomography in the diagnosis of periodontal defects: an in vitro study on native pig and human mandibles. *J Periodontol* 2005, 76: 665-673
51. Mengel R, Kruse B, Flores-de-Jacoby LF: Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. *J Periodontol* 2006, 77: 1234-1241
52. Minoretti R, Merz B, Triaca A: Predetermined implant positioning by means of a novel guide template technique. *Clin Oral Implants Res* 2000, 11: 266-272
53. Mischkowski R, Zinser M, Neugebauer J, Kubler A, Zoller J: Comparison of static and dynamic computer-assisted guidance methods in implantology. *Int J Comput Dent* 2006, 9: 23-35
54. Miyamoto M, Ichikawa T, Horiuchi M, Okamoto Y: Pilot hole preparation: technical note presenting a new technique for proper implant positioning. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994, 9: 319-325
55. Möbes O, Becker J, Schnele C, Ewen K, Kemper J, Cohnen M: Strahlenexposition bei der digitalen Volumentomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie. *Dtsch Zahnärztl Z* 2000, 5: 336-339
56. Naito T, Hosokawa R, Yokota M: Three-dimensional alveolar bone morphology analysis using computed tomography. *J Periodontol* 1998, 69: 584-589
57. Naitoh M, Arijji E, Okumura S, Ohsaki C, Kurita K, Ishigami T: Can implants be correctly angulated based on surgical templates used for osseointegrated dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000, 11: 409-414
58. Nentwig GH: Präoperative Planung der Spätversorgung von Einzelzahn­lücken mit Implantaten. *Dtsch Zahnärztl Z* 1983, 38: 689-691
59. Neugebauer J, Shirani R, Mischkowski R, A, Ritter L, Scheer M, Kerve E, Zöller JE: Comparison of cone-beam volumetric imaging and combined plain radiographs for localization of the mandibular canal before removal of impacted lower third molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008, 105: 633-642
60. Nickenig H, Eitner S: Reliability of implant placement after virtual planning of implant positions using cone beam CT data and surgical (guide) templates. *J Craniomaxillofac Surg* 2007, 35: 207-211
61. Ohnsorge J, Schkommodau E, Wirtz D, Wildberger J, Prescher A, Siebert C: Accuracy of fluoroscopically navigated drilling procedures at the hip. *Z Orthop* 112-119, 141: 112-119

62. Okano T, Harata Y, Sugihara Y, Sakaino R, Tsuchida R, Iwai K, Seki K, Araki K: Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dentomaxillofac Radiol* 2009, 38: 79-85
63. Park HS, Lee YJ, Jeong SH, Kwon TG: Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008, 133: 133
64. Pesun IJ, Gardner FM: Fabrication of a guide for radiographic evaluation and surgical placement of implants. *J Prosthet Dent* 1995, 73: 548-552
65. Quirynen M, Lamoral Y, Dekeyser C, Peene P, van Steenberghe D, Bonte J, Baert AL: CT scan standard reconstruction technique for reliable jaw bone volume determination. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990, 5: 384-389
66. Russel JL, Davidson MJC, Daly BD, Corrigan AM: Computed tomography in the diagnosis of maxillofacial trauma. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1990, 28: 281-291
67. Sarment D, Al-Shammari K, Kazor C: Stereolithographic surgical templates for placement of dental implants in complex cases. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003, 23: 287-295
68. Sarment D, Sukovic P, Clinthorne N: Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int.J.Oral Maxillofac.Implants* 2003, 18: 571-577
69. Schliephake H, Wichmann M, Donnerstag F, Vogt S: Imaging of periimplant bone levels of implants with buccal bone defects. *Clin Oral Implants Res* 2003, 14: 193-200
70. Schmuth G, Freisfeld M, Koster O, Schuller H: The application of computerized tomography (CT) in cases of impacted maxillary canines. *Eur J Orthod* 1992, 14: 296-301
71. Schneider M, Tzscharnke O, Pilling E, Lauer G, Eckelt U: Comparison of the predicted surgical results following virtual planning with those actually achieved following bimaxillary operation of dysgnathia. *J Craniomaxillofac Surg* 2005, 33: 8-12
72. Schramm A, Gellrich N, Schimming R, Schmelzeisen R: Computer-assisted insertion of zygomatic implants (Branemark system) after extensive tumor surgery. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 2000, 4: 292-295
73. Schulze R: Aktueller Stand der digitalen Röntgentechnik. *ZM* 2006, 6: 42-48

74. Siessegger M, Schneider B, Mischkowski R, Lazar F, Krug B, Klesper B, Zoller J: Use of an image-guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operation sites. *J Craniomaxillofac Surg* 2001, 29: 276-281
75. Smith DE, Zarb GA: Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989, 62: 567-572
76. Suomalainen A, Vehmas T, Kortetniemi M, Robinson S, Peltola J: Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2008, 37: 10-17
77. Takeshita F, Suetsugu T: Accurate presurgical determination for implant placement by using computerized tomography scan. *J Prosthet Dent* 1996, 76: 590-591
78. Tsuchida R, Araki K, Okano T: Evaluation of a limited cone-beam volumetric imaging system: comparison with film radiography in detecting incipient proximal caries. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007, 104: 412-416
79. Turkyilmaz I, Tozum T, Tumer C: Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *J Oral Rehabil* 2007, 34: 267-272
80. Tyndall DA, Rathore S: Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dent Clin North Am* 2008, 52: 825-841
81. Valente F, Buoni C, Scarfo B, Mascolo A, Praducci F: Precision of CAD-CAM stereolithographic mucosa-supported drilling guides in flapless implant placement. *European Journal of Implant Prosthodontics* 2006, 2: 15-25
82. Van Assche N, van Steenberghe D, Guerrero M, Hirsch E, Schutyser F, Quirynen M, Jacobs R: Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study. *J Clin Periodontol* 2007, 34: 816-821
83. van Steenberghe D, Malevez C, Cleynenbreugel JV, Serhal C B, Dhoore E, Schutyser F, Suetens P, Jacobs R: Accuracy of drilling guides for transfer from three-dimensional CT-based planning to placement of zygoma implants in human cadavers. *Clin Oral Implants Res* 2003, 14: 131-136

84. van Steenberghe D, Naert I, Andersson M, Brajnovic I, Van Cleynenbreugel J, Suetens P: A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002, 17: 663-670
85. Verstreken K, Van CJ, Marchal G, Naert I, Suetens P, Van SD: Computer-assisted planning of oral implant surgery: a three-dimensional approach. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996, 11: 806-810
86. Vrielinck L, Politis C, Schepers S, Pauwels M, Naert I: Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2003, 32: 7-14
87. Wagner A, Wanschitz F, Birkfellner W, Zauza K, Klug C, Schicho K, Kainberger F, Czerny C, Bergmann H, Ewers R: Computer-aided placement of endosseous oral implants in patients after ablative tumour surgery: assessment of accuracy. *Clin.Oral Implants Res* 2003, 14: 340-348
88. Walton JN, Huizinga SC, Peck CC: Implant angulation: a measurement technique, implant overdenture maintenance, and the influence of surgical experience. *Int J Prosthodont* 2001, 14: 523-530
89. Wanschitz F, Birkfellner W, Figl M, Patruta S, Wagner A, Watzinger F, Yerit K, Schicho K, Hanel R, Kainberger F, Imhof H, Bergmann H, Ewers R: Computer-enhanced stereoscopic vision in a head-mounted display for oral implant surgery. *Clin Oral Implants Res* 2002, 13: 610-616
90. Wanschitz F, Birkfellner W, Watzinger F, Schopper C, Patruta S, Kainberger F, Figl M, Kettenbach J, Bergmann H, Ewers R: Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res* 2003, 13: 59-64
91. Watzinger F, Birkfellner W, Wanschitz F, Millesi W, Schopper C, Sinko K, Huber K, Bergmann H, Ewers R: Positioning of dental implants using computer-aided navigation and an optical tracking system: case report and presentation of a new method. *J Craniomaxillofac Surg* 1999, 27: 77-81
92. Watzinger F, Birkfellner W, Wanschitz F, Ziya F, Wagner A, Kremser J, Kainberger F, Huber K, Bergmann H, Ewers R: Placement of endosteal implants in the zygoma after maxillectomy: a Cadaver study using surgical navigation. *Plast Reconstr Surg* 2001, 107: 659-667
93. Weinber LA: Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part II: therapeutic differential loading. *J Oral Implantol* 2001, 27: 302-310

Literaturverzeichnis

94. Weinberg LA: Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dent* 1998, 7: 277-285
95. Weinberg LA: Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part I. *J Oral Implantol* 2001, 27: 293-301
96. Widmann G, Bale R: Accuracy in computer-aided implant surgery--a review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006, 21: 305-313
97. Yamashina A, Tanimoto K, Sutthiprapaporn P, Hayakawa Y: The reliability of computed tomography (CT) values and dimensional measurements of the oropharyngeal region using cone beam CT: comparison with multidetector CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2008, 37: 245-251
98. Ziegler C, Woertche R, Brief J, Hassfeld S: Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 2002, 31: 126-130

8 Anhang

8.1 Tabellen- und Abbildungsverzeichnis

Tab. 1	Vergleich der Strahlenbelastung durch CT, DVT und OPG (Guerreo et al. 2006)	19
Tab. 2	Auswahl derzeit verfügbarer DVT-Geräte	28
Tab. 3	Ergebnisse der 3D-Gesamtabweichung	43
Tab. 4	Anteil Abweichung der Eindringtiefe an der Gesamtabweichung	44
Tab. 5	Ergebnisse abhängig vom radiologischen Aufnahmeverfahren	45
Tab. 6	Ergebnisse abhängig von einer Positionsänderung der Hülse	46
Tab. 7	Ergebnisse abhängig von der Art der Schablonenlagerung	47
Tab. 8	Abweichungsklassen bezogen auf die Plattformhöhe	51
Tab. 9	Abweichungsklassen bezogen auf die Implantatspitze	52
Tab. 10	Abweichungsklassen bezogen auf die Implantatachse	52
Tab. 11	Ursprungsdaten Präparat 1	76
Tab. 12	Ursprungsdaten Präparat 2	76
Tab. 13	Ursprungsdaten Präparat 3	76
Tab. 14	Ursprungsdaten Präparat 4	76
Tab. 15	Ursprungsdaten Präparat 5	76
Tab. 16	Ursprungsdaten Präparat 6	76
Tab. 17	3D-Werte und Zuordnung zu Aufnahmemodalität und Hülsenänderung	77
Abb. 1	VoNaviX® MKG-System (IVS-Solutions GmbH, Chemnitz, Deutschland)	11
Abb. 2	Erzeugung von Röntgenstrahlen (Quelle: Hans-Gerrit Vogt, Heinrich Schultz, Grundlagen des praktischen Strahlenschutzes, S. 25, 4. Auflage, Hanser-Verlag 2007)	14
Abb. 3	Mittlere effektive Jahresdosis durch ionisierende Strahlung im Jahr 2006 (Quelle: Bundesamt für Strahlenschutz)	16
Abb. 4	Prozentualer Anteil der verschiedenen Untersuchungsarten an der Gesamthäufigkeit und an der kollektiven effektiven Dosis 2005 (Quelle: Bundesamt für Strahlenschutz)	17
Abb. 5	Mittlere effektive Dosis (in mSv) pro Einwohner und Jahr durch Röntgen- und CT-Untersuchungen in Deutschland (Quelle: Bundesamt für Strahlenschutz)	18
Abb. 6	Schemazeichnung eines Computertomographen (CT) (Quelle: Schulze R, ZM 96, Nr. 6, 16.03.2006, Seite 42-48)	22
Abb. 7	Axiale CT-Schichtung (Quelle: Schulze R, ZM 96, Nr. 6, 16.03.2006, Seite 42-48)	24
Abb. 8	Schemazeichnung Digitale Volumentomographie (DVT)	

Anhang

(Quelle: Schulze R, ZM 96, Nr. 6, 16.03.2006, Seite 42-48)	26
Abb. 9 Digitale Volumentomographie (Technische Daten 3DX Accuitomo® Morita Kyoto)	27
Abb.10 Referenzpin im Präparat	31
Abb.11 5-Achsfräsmaschine AME 5® (Dentallabor Jacob, Marburg, Deutschland)	32
Abb.12 Gipsmodell mit Schablone	33
Abb.13 Hülsen und Pins in gleicher Ebene und Ausrichtung	33
Abb.14 Präparat im DVT positioniert	35
Abb.15 Planung in coDiagnostiX®	36
Abb.16 Bohrschablone	38
Abb.17 Chirurgie-Set mit Motor	38
Abb.18 Präparat mit Implantaten	39
Abb.19 Überlagerung der Planungs- und Kontrollaufnahme mit der Software VoXim® (IVS Solutions AG Chemnitz)	40
Abb.20 Ermittlung der Positionsabweichung mit der Software VoXim® (IVS Solutions AG Chemnitz)	41
Abb.21 Ergebnisse der 3D-Gesamtabweichungen	43
Abb.22 Ergebnisse der Abweichungen der einzelnen Raumebenen	44
Abb.23 Abweichungen nach CT- und DVT-Verwendung unterschieden	45
Abb.24 Abweichungen nach erfolgter Hülsenänderung unterschieden	46
Abb.25 Abweichungen nach Lagerungsart unterschieden	47
Abb.26 Abweichungen innerhalb einer Schablone (Plattformhöhe)	48
Abb.27 Abweichungen innerhalb einer Schablone (Implantatspitze)	49
Abb.28 Abweichungen innerhalb einer Schablone (Winkelabweichung)	50
Abb.29 Abweichungsklassen bezogen auf Plattformhöhe	51
Abb.30 Abweichungsklassen bezogen auf die Implantatspitze	52
Abb.31 Abweichungsklassen bezogen auf die Implantatachse	52

8.2 Tabellen

Implantat regio	base X-Achse (rechts = +)	base Y-Achse (anterior = +)	base Z-Achse (superior = +)	tip X-Achse (rechts = +)	tip Y-Achse (anterior = +)	tip Z-Achse (superior = +)
36	1,40	-1,20	-1,40	-0,20	-0,10	-1,50
34	0,30	0,00	-0,40	1,80	0,90	-0,50
32	-0,90	0,60	1,30	-0,80	2,10	1,20
41	0,30	0,40	0,40	0,30	2,40	0,30

Tab. 11: Ursprungsdaten Präparat 1 (Angabe in mm)

Implantat regio	base X-Achse (rechts = +)	base Y-Achse (anterior = +)	base Z-Achse (superior = +)	tip X-Achse (rechts = +)	tip Y-Achse (anterior = +)	tip Z-Achse (superior = +)
31	0,30	0,60	-1,70	0,20	-0,30	-1,70
41	1,20	0,30	-2,00	1,20	0,30	-2,00
42	0,10	0,20	-1,00	0,00	-0,60	-1,00

Tab. 12: Ursprungsdaten Präparat 2 (Angabe in mm)

Implantat regio	base X-Achse (rechts = +)	base Y-Achse (anterior = +)	base Z-Achse (superior = +)	tip X-Achse (rechts = +)	tip Y-Achse (anterior = +)	tip Z-Achse (superior = +)
36	-0,70	-0,30	0,10	0,80	1,60	-0,10
35	0,50	-0,20	0,00	0,60	-0,50	0,00
34	-0,10	0,30	-0,40	0,20	0,00	-0,50
33	-0,40	0,30	-2,30	0,70	0,30	-2,30
44	0,90	1,00	0,20	0,60	-0,10	0,20
45	0,60	0,40	1,60	1,20	0,40	1,60

Tab. 13: Ursprungsdaten Präparat 3 (Angabe in mm)

Implantat regio	base X-Achse (rechts = +)	base Y-Achse (anterior = +)	base Z-Achse (superior = +)	tip X-Achse (rechts = +)	tip Y-Achse (anterior = +)	tip Z-Achse (superior = +)
33	0,30	0,40	0,80	1,50	0,50	0,70
32	-0,80	1,00	0,20	0,40	0,70	0,00

Tab. 14: Ursprungsdaten Präparat 4 (Angabe in mm)

Implantat regio	base X-Achse (rechts = +)	base Y-Achse (anterior = +)	base Z-Achse (superior = +)	tip X-Achse (rechts = +)	tip Y-Achse (anterior = +)	tip Z-Achse (superior = +)
37	0,60	0,70	0,50	-0,40	2,00	0,40
36	0,60	1,20	0,60	0,10	0,10	0,60
34	-0,40	1,10	-0,50	0,10	0,60	-0,50
33	-0,30	1,20	0,00	0,80	1,20	-0,10
31	0,10	0,70	-1,40	-0,40	0,40	-1,40

Tab. 15: Ursprungsdaten Präparat 5 (Angabe in mm)

Implantat regio	base X-Achse (rechts = +)	base Y-Achse (anterior = +)	base Z-Achse (superior = +)	tip X-Achse (rechts = +)	tip Y-Achse (anterior = +)	tip Z-Achse (superior = +)
37	-0,50	-0,80	0,70	-1,90	-1,20	0,70
36	0,10	0,20	1,50	0,50	0,20	1,50

Tab. 16: Ursprungsdaten Präparat 6 (Angabe in mm)

Präparat	base 3D (mm)	tip 3D (mm)	vectorangle (Angabe in °)	CT/DVT	Hülsenkorr. erforderlich
1	2,30	1,50	7,30	CT	nein
1	0,50	2,10	5,00	CT	ja
1	1,70	2,50	4,70	CT	nein
1	0,70	2,50	6,80	CT	ja
2	1,80	1,80	4,80	DVT	ja
2	2,40	2,40	0,00	DVT	ja
2	1,00	1,20	5,40	DVT	ja
3	0,80	1,80	9,20	CT	nein
3	0,50	0,80	1,60	CT	nein
3	0,60	0,50	3,70	CT	ja
3	2,30	2,40	7,30	CT	ja
3	1,40	0,60	7,00	CT	ja
3	1,70	2,00	6,30	CT	nein
4	0,90	1,70	12,30	DVT	ja
4	1,30	0,80	12,30	DVT	ja
5	1,10	2,10	6,40	CT	ja
5	1,50	0,60	5,20	CT	ja
5	1,20	0,80	3,50	CT	ja
5	1,20	1,40	6,40	CT	ja
5	1,50	1,50	2,20	CT	nein
6	1,20	2,30	6,40	DVT	nein
6	1,50	1,60	1,30	DVT	ja

Tab. 17: 3D-Werte und Zuordnung zu Aufnahmemodalität und Hülsenänderung

8.3 Verwendete Geräte und Materialien

Es kamen die im Folgenden aufgeführten Geräte und Materialien zur Anwendung. Handelsnamen der Produkte, der Hersteller sowie eine Kurzbeschreibung werden angeführt. Geschützte Namen in dieser Untersuchung sind nicht zwingend zusätzlich gekennzeichnet. Es kann aus dem Fehlen einer Kennzeichnung nicht geschlossen werden, dass es sich um einen freien Warennamen handelt.

AME 5®, Dental Labor Jacob GmbH, Marburg, Deutschland (5-Achs-Fräsgesetz)

3DX Accuitomo, J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japan

(Digitaler Volumetomograph)

3DX Accuitomo Integrated Software, Morita, Kyoto, Japan, (Bildbetrachtungs- und Diagnosesoftware)

coDiagnostiX®, IVS Solutions AG, Chemnitz, Deutschland (3D-Planungssoftware)

esthetic-base®, dentona AG, Dortmund, Deutschland (Gips)

Kabelbinder, Emil Lux GmbH & Co. KG, Wermelskirchen, Deutschland

DU201, 3i Implant Innovations, Karlsruhe, Deutschland, (Chirurgische Bohreinheit mit Winkelstück)

MKII , Nobel Biocare, Zürich, Schweiz (Titan-Implantate, parallelwandig, Länge der verwendeten Implantate: 7mm, 8,5mm, 10mm, 18mm, Durchmesser der verwendeten Implantate: 3,75mm)

Osseotite®, 3i, Implant Innovations, Karlsruhe, Deutschland (Titan-Implantate, parallelwandig, Länge der verwendeten Implantate: 8,5mm, 10mm, 11mm, 13mm, 15mm, 18mm, Durchmesser der verwendeten Implantate: 3,25mm, 3,75mm, 4mm, 6mm)

Palapress®, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland (Kunststoff)

Palavit 55 VS®, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland (Kunststoff)

(Prospeed® SX Power, Fa. GE-Medical Systems, Solingen, Deutschland (Computertomograph)

QX34, Trinon Titanium GmbH, Karlsruhe, Deutschland (Titanbohrhülse)

Rematitan® Dentaaurum J.P. Winkelstroeter KG, Ispringen, Deutschland (Titandrahtstücke)

Silaplast® Futur, Silasoft®, Detax GmbH & Co. KG, Ettlingen, Deutschland (Silikone)

SPSS für Windows 15.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA (Statistik-Software)

Osseotite® / Unisystem Surgical Tray, BIOMET 3i, Palm Beach Gardens, Florida, USA (implantat-chirurgisches Tray)

VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland (konfektionierter Kunststofflöffel)

VoXim® (IVS Solutions AG, Chemnitz, Deutschland (speziell angepasste Software zur Bildüberlagerung und Auswertung der Abweichungen)

8.4 Lebenslauf

Vor Drucklegung entnommen.

8.5 Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer in Marburg waren die folgenden Damen und Herren Dozenten und Professoren:

Adamkiewicz, Aumüller, Austermann, Dibbets, Cetin, Feuser, Flores-de-Jacoby, Folz, Gente, Geus, Jungclas, Kern, Koolmann, Lehmann, Löffler, Lotzmann, Mandrek, Mengel, Mittag, Pieper, Radsak, Ramaswamy, Röhm, Sonntag, Seitz, Steininger, Stelzel, Stoll, Suske, Stachniss, Stiletto, Studer, Umstadt, Wagner, Werner, Weihe, Wilhelm.

8.6 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. R. Mengel für die Unterstützung bei der Anfertigung der Dissertation sowie für die freundliche Überlassung des Themas. Ebenso für die fachliche und konstruktive Hilfe und Anleitung während und nach der Durchführung der Studien, womit er mir bei der Verwirklichung dieser Arbeit geholfen hat.

Für wertvolle Unterstützung gilt mein Dank ebenfalls dem Dentallabor Jacob in Marburg, besonders Herrn Zahntechnikmeister Christoph Wetter.

Weiterhin danke ich Herrn Schnappauf von der Firma IVS Solutions AG für die Bereitstellung und Anpassung der Software coDiagnostix® und VoXim® und die hilfreiche Unterstützung.

Nicht zuletzt gilt mein ganz besonderer Dank meiner Freundin Sina, ohne deren Geduld und Korrekturen diese Arbeit in der vorliegenden Form nicht entstanden wäre. Ebenso danke ich meiner Mutter für das entgegengebrachte Vertrauen und die finanzielle Unterstützung.

8.7 Ehrenwörtliche Erklärung

Vor Drucklegung entnommen.